

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky

# **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

2017

Bc. Jaromír Petřík

**VŠB-TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA**  
**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY**  
**KATEDRA KYBERNETIKY A BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Defibrilátor s hlasovou navigací**  
**Defibrillator with Voice Instruction**

**2017**

**Bc. Jaromír Petřík**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jaromír Petřík**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: Defibrilátor s hlasovou navigací  
Defibrillator with Voice Instruction

Jazyk vypracování: čeština

### Zásady pro vypracování:

Diplomová práce se zabývá analýzou, návrhem a konstrukcí přístroje určeného pro účely automatické externí defibrilace, využívající hlasové navigace. Cílem práce je realizovat přístroj, který umožňuje nastavit a měřit vydatnost výboje, instruktáž je realizována hlasovou formou s vizuální kontrolou a jednoduchým potvrzováním nastavení módu činnosti pomocí vícepolohového tlačítka.

Celá práce je charakterizována těmito body:

1. Rešerše funkcí defibrilátorů pro medicínskou a laickou veřejnost.
2. Návrh a realizace přístroje pro demonstraci bifázického výboje s nastavením a zpětnovazebním měřením jeho vydatnosti a měřením a zobrazením EKG křivky.
3. Návrh a implementace řídicího software přístroje s využitím operačního systému reálného času.
4. Experimentální ověření funkce přístroje.
5. Závěr a zhodnocení dosažených výsledků.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] CHATTERJEE, Shakti and Aubert MILLER. *Biomedical instrumentation systems*. Clifton Park: Delmar Cengage Learning, 2010. ISBN 141801866X.
- [2] MOLLOY, Derek. *Exploring raspberry PI: nterfacing to the Real World with Embedded Linux*. Indianapolis: John Wiley and Sons, 2016. ISBN 978-1119188681.
- [3] PRUTCHI, David a Michael NORRIS. *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices*. Hoboken, N.J.: Wiley-Interscience, c2005. ISBN 0471676233.
- [4] PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1558-9.
- [5] KESL, Jan. *Elektronika II*. 2. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2007. ISBN 978-80-7300-206-0.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Zdeněk Slanina, Ph.D.**

Konzultant diplomové práce: Ing. Tomáš Klinkovský

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017



---

doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



---

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*

## Prohlášení o autorství

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 28.04.2017

Podpis:

A handwritten signature in blue ink, consisting of several stylized, overlapping strokes.

## Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval svému vedoucímu diplomové práce Ing. Zdeňkovi Slaninovi, Ph.D., za odborné vedení v průběhu práce, cenné rady a také za množství předaných teoretických i praktických zkušeností z aplikované elektroniky.

Dále bych chtěl poděkovat Ing. Tomáši Klinkovskému, se kterým jsem v průběhu práce spolupracoval, za jeho vstřícnost a věcné konzultace. V neposlední řadě patří můj dík Ing. Marku Gájovskému z oddělení zdravotnické techniky ve FNO, bez jeho pomoci bych nemohl sesbírat tak obsáhlý soubor dat k defibrilační technice.

## Abstrakt

Práce se zabývá analýzou, návrhem a konstrukcí zdravotnického přístroje určeného pro účely automatizované externí defibrilace s využitím hlasové navigace. Zařízení má sloužit pro studijní účely.

První část práce se zabývá problematikou srovnání funkcí komerčních defibrilátorů pro medicínskou a laickou veřejnost. Popisuje možné funkce defibrilátorů a jejich způsob použití. V práci je popsán postup konstrukce a realizace defibrilátoru pro demonstraci bifázického defibrilačního výboje s možností nastavení energie defibrilační křivky a jejím zpětnovazebním měřením vydatnosti energie. K měření EKG signálu je použitý integrovaný obvod ADS1292, který je určený pro měření biologických signálů. Sestavený defibrilátor je vložen do úložného boxu, který byl navržen v prostředí Autodesk Inventor a následně vytištěn na 3D tiskárně.

## Klíčová slova

EKG, defibrilace, AED, defibrilátor, ADS1292, srdeční terapie, Raspberry Pi, elektrokardiografie, AD7993, C#

## Abstract

The work deals with the analysis, draft and construction of medical device intended for automatic external defibrillation using voice navigation. This equipment intends to be used for educational purposes.

The first part deals with the comparison of commercial medical defibrillator's functions for the medical and general public. Then the work describes possible defibrillator's functions and their usage. The work describes the process of construction and the actual realization of the defibrillator for the demonstration of biphasic defibrillation shock with adjustable energy defibrillation waveform and by measuring the feedback coverage energy. For the ECG measuring signal, the integrated ADS1292 circuit is used, which is intended for measuring biological signals. The assembled defibrillator is inserted into the storage box, which was designed in Autodesk Inventor and then is printed on a 3D printer.

## Key words

ECG, defibrillation, AED, Defibrillator, ADS1292, heart therapy, Raspberry Pi, electrocardiography, AD7993, C#

# Obsah

Seznam použitých zkratk .....	10
Seznam obrázků .....	11
Seznam tabulek .....	13
1. Úvod .....	14
2. Automatizovaná defibrilace .....	16
2.1 Defibrilátor .....	16
2.2 AED – automatizovaný externí defibrilátor .....	19
2.3 Kardiopulmonální resuscitace .....	22
3. Defibrilátory a jejich funkce .....	23
3.1 Konvenční defibrilátory a jejich funkce .....	23
3.2 AED defibrilátory a jejich funkce .....	26
3.2.1 ZOLL AED Plus .....	28
3.2.2 Physio Control AED Lifepeak® 1000 .....	30
3.3 Srovnání funkcí defibrilátorů .....	31
4. Návrh defibrilátoru s hlasovou navigací .....	32
4.1 Blokové schéma .....	32
4.2 Impulsometrie .....	33
4.3 Napájecí zdroj pro výkonový můstek .....	35
4.4 Výkonový můstek .....	37
4.5 Grafický LCD displej .....	38
4.6 Měřič defibrilační energie .....	39
4.7 Ovládací prvek defibrilátoru .....	41
4.8 Modul pro měření EKG .....	42
4.9 Generátor bifázické výbojové sekvence .....	53
4.10 Mikropočítač Raspberry Pi 3 .....	57
5. Realizace .....	60
5.1 Realizace desky plošného spoje .....	60
5.2 Nastavení Raspberry Pi 3 .....	62
5.3 Nastavení obvodu AD7993 .....	63
5.4 Nastavení obvodu ADS1292 .....	63



5.4.1	Nastavení registrů ADS1292 .....	64
5.4.2	Nastavení komunikace SPI ADS1292 .....	65
5.5	Tvorba grafického uživatelského rozhraní .....	66
5.6	Přístrojová skříňka .....	69
5.7	Akustická navigace .....	70
5.8	Kompletace defibrilátoru .....	71
5.9	Softwarové řešení defibrilátoru .....	72
6.	Oživení a testování .....	73
6.1	Testování napájecího zdroje.....	73
6.2	Testování generátorů bifázické výbojové sekvence .....	73
6.3	Testování defibrilátoru .....	75
6.4	Testování obvodu ADS1292 .....	77
6.5	Testování obvodu AD7993 .....	80
6.6	Zhodnocení dosažených výsledků .....	80
7.	Závěr .....	82
	Literatura .....	84
	Obsah CD .....	92

## Seznam použitých zkratek

ADC – Analog to digital converter (analogově digitální převodník)

AED – Automatizovaný externí defibrilátor

AHA – American Heart Association (Americká asociace srdce)

DPS – Deska plošného spoje

EKG – Elektrokardiogram

ERC – European Resuscitation Council (Evropská rada pro resuscitaci)

FPS – Frames Per Second (Počet snímků za sekundu)

GPIO – General Purpose Input/Output (vstupně/výstupní port)

GUI – Graphical User Interface (Grafické uživatelské rozhraní)

H – Logická “1”, vysoká úroveň (HIGH)

I<sup>2</sup>C – Sběrnice I<sup>2</sup>C (Inter – Integrated Circuit)

ICD – Implantabilní kardioverter-defibrilátor

IO – Integrovaný obvod

IrDA – Infrared Data Association / Komunikační infračervený port

KPR – Kardiopulmonální resuscitace

L – Logická “0”, nízká úroveň (LOW)

LSB – Least significant bit (nejméně významný bit)

MOSFET – Tranzistory řízené elektrickým polem s izolovanou řídicí elektrodou a s vodivostí kanálů  
P a N

Myokard – Srdeční svalovina

PC – Osobní počítač

SPI – Sběrnice SPI (Serial Peripheral Interface)

SPS – Sample per second (Vzorky za vteřinu)

TTL – Tranzistorově tranzistorová logika

U<sub>DD</sub> – Kladné napájecí napětí

U<sub>SS</sub> – Záporné napájecí napětí (většinou 0 V, zem)

## Seznam obrázků

Obrázek 1: AED firmy Schiller.....	16
Obrázek 2: Závislost pravděpodobnosti úspěšné defibrilace v závislosti na čase.....	17
Obrázek 3: Průchod elektrického proudu bifázickým a monofázickým defibrilačním impulsem. ....	18
Obrázek 4: Anteriolaterální umístění elektrod. ....	21
Obrázek 5: Anteriposteriorní umístění elektrod. ....	21
Obrázek 6: Mezinárodní symbol označení pro AED.....	21
Obrázek 7: Identifikace jednotlivých ovladačů a indikátorů ZOLL AED Plus.....	28
Obrázek 8: Ovládací prvky a indikátory AED Lifepeak®1000. ....	30
Obrázek 9: Blokové schéma defibrilátoru.....	32
Obrázek 10: Výbojová sekvence bifázického impulsu a schéma řízení bifázie pomocí čtyř spínačů. .	33
Obrázek 11: Metoda grafické integrace. ....	34
Obrázek 12: Napájecí zdroj pro výkonový můstek. ....	35
Obrázek 13: Oscilogram nabíjení kondenzátoru $C_1$ na 3 referenční napětí: 24 V, 12 V a 6 V. ....	36
Obrázek 14: Oscilogram vybíjení kondenzátoru $C_1$ z referenčních hodnot napětí. ....	36
Obrázek 15: Schéma zapojení výkonového můstku.....	37
Obrázek 16: Barevný LCD displej 4DPi-24-HAT. ....	38
Obrázek 17: Obvod pro měření defibrilační energie impulsu. ....	39
Obrázek 18: Atenuátor.....	39
Obrázek 19: Vzorkování, kvantizace a kódování analogového defibrilačního impulsu. ....	40
Obrázek 20: Schéma připojení enkodéru k Raspberry Pi.....	41
Obrázek 21: Blokové schéma ADS1292.....	42
Obrázek 22: Zapojení obvodu pro měření EKG. ....	43
Obrázek 23: Diferenciální způsob měření s ADS1292 . ....	44
Obrázek 24: Průběh vstupů při diferenciálním měření. ....	44
Obrázek 25: Interní napěťová reference IO ADS1292.....	45
Obrázek 26: Umístění elektrod pro končetinové svody. ....	52
Obrázek 27: Blokové zapojení CD4098BM s rozdělením přívodů.....	54
Obrázek 28: Bifázická defibrilační křivka. ....	55
Obrázek 29: Sekvenční časové průběhy.....	56
Obrázek 30: Zapojení CD4098BM pro generování bifázie. ....	56
Obrázek 31: Schéma zapojení konektoru GPIO.....	57
Obrázek 32: Rozložení pinů portu GPIO a definice jeho portů. ....	58
Obrázek 33: Připojení periférií k GPIO portu Raspberry Pi. ....	59
Obrázek 34: Horní/dolní strana DPS vizualizována v softwaru FreeCad. ....	60
Obrázek 35: DPS ve 3D. ....	61

Obrázek 36: Neosazená DPS.....	61
Obrázek 37: Osazená DPS prototypu defibrilátoru.....	62
Obrázek 38: Vývojový diagram nastavení AD7993.....	63
Obrázek 39: Stavový diagram inicializace ADS1292.....	66
Obrázek 40: Vývojový diagram hlavní smyčky programu.....	67
Obrázek 41: Grafické uživatelské prostředí aplikace.....	68
Obrázek 42: Spodní díl krabičky defibrilátoru.....	69
Obrázek 43: Horní díl krabičky defibrilátoru.....	69
Obrázek 44: 3D vizualizace sestavy krabičky.....	70
Obrázek 45: LP-PSRO-20NQ reproduktor s audio konektorem 3,5 mm Jack.....	70
Obrázek 46: DPS defibrilátoru s měřicími elektrodami.....	71
Obrázek 47: Defibrilátor s hlasovou navigací pohled shora.....	71
Obrázek 48: Oscilogram testování kondenzátoru C1.....	73
Obrázek 49: Výstup externího generátoru.....	74
Obrázek 50: Výstup interního generátoru.....	74
Obrázek 51: Bifázická defibrilační křivka s nabitým kondenzátorem na 24 V.....	76
Obrázek 52: Bifázická defibrilační křivka s nabitým kondenzátorem na 12 V.....	76
Obrázek 53: Bifázická defibrilační křivka s nabitým kondenzátorem na 6 V.....	77
Obrázek 54: Zobrazení testovacího signálu ADS1292.....	77
Obrázek 55: Testovací signál sinusového rytmu.....	78
Obrázek 56: Měření na dobrovolníkovi.....	79
Obrázek 57: Záznam EKG s defibrilačním impulsem.....	79

## Seznam tabulek

Tabulka 1: Možné poruchy srdečního rytmu s možností protipatřením. ....	23
Tabulka 2: Umístění pádlových elektrod.....	23
Tabulka 3: Nejběžnější nastavení parametrů kardiostimulace. ....	25
Tabulka 4: Ovládací prvky ZOLL AED Plus .....	29
Tabulka 5: Ovládací prvky a indikátory AED Lifepeak® 1000. ....	30
Tabulka 6: Funkce typické pro manuální defibrilátory a AED.....	31
Tabulka 7: Použité piny LCD displeje na Raspberry Pi. ....	38
Tabulka 8: Parametry ADC7993. ....	40
Tabulka 9: Vybrané parametry ADS1292.....	42
Tabulka 10: Uspořádání svodů třívodového EKG. ....	52
Tabulka 11: Vybrané parametry CD4098BM. ....	53
Tabulka 12: Vlastnosti bifázické křivky. ....	55
Tabulka 13: Přehled vypočtených a použitých hodnot $R_t$ $C_t$ členu. ....	55
Tabulka 14: Mapa registrů s nastavenými bity jednotlivých registrů ADS1292.....	65

# 1. Úvod

Lékařské přístroje pro diagnostiku a terapii se stále více stávají intuitivními a chytřejšími pomocí implementovaných algoritmů. Miniaturizují se elektronické obvody, rozšiřují se digitální technologie s grafickým interpretováním dosažených výsledků. Součástí technického pokroku v kardiologii jsou v posledních letech také defibrilátory.

Diplomová práce je vytvořena s cílem analyzovat soudobý stav používání manuálních funkcí defibrilátorů a také automatizovaných funkcí externích defibrilátorů, a to za účelem vytvoření defibrilačního přístroje. Cílem diplomové práce je návrh a konstrukční realizace defibrilačního přístroje s využitím vizuálního zobrazení daných úkonů přístrojového prototypu s instruktáží pomocí hlasové navigace.

Defibrilátor je elektronický zdravotnický přístroj, který se využívá hlavně v situaci, kde je zapotřebí urgentního zákroku pro obnovení srdeční činnosti. Defibrilátor umožňuje nastavení a měření vydatnosti energie defibrilačního impulsu, monitorování a zobrazení EKG křivky. Instruktáž postupu defibrilace je realizována hlasovou formou s vizuální kontrolou na displeji a jednoduchým nastavením módu činnosti přístroje.

Práce je rozdělena do dvou částí, a to části teoretické a praktické. Problematikou charakterizování a srovnání funkcí defibrilátorů pro medicínskou a laickou veřejnost se zabývá první část této práce. V této části je popsán přehled AED, za jakým účelem se v základní neodkladné resuscitaci používá a umístění AED. Kapitola dále popisuje a srovnává rozdíl funkcí defibrilátorů využívaných denně pro odborné medicínské použití, oproti AED, které jsou primárně navrženy určitým algoritmem a všestranně využívané zaškolenými pracovníky při poskytování první pomoci na veřejných místech. Dále kapitola popisuje funkce, které se vyskytují obecně u defibrilátorů, poskytuje informace o jejich nastavení a účelu, zároveň popisuje nadstandartní funkce, které se za běžných okolností při první pomoci nevyužívají.

Cílem praktické části je navrhnout a realizovat defibrilační přístroj. Tato část se zabývá návrhem prototypu defibrilátoru s hlasovou navigací. Obsahuje návrh měřicího zařízení EKG signálu, návrh napájecího zdroje pro výkonový můstek, který umožňuje nastavení tří defibrilačních energetických úrovní. Dále obsahuje návrh měřicího obvodu k měření vydatnosti defibrilačního výboje a je navržen obvod ke generování bifázické výbojové sekvence. Práce obsahuje detailní popis všech dílčích částí zařízení a hardwarové řešení jednotlivých subsystémů prototypu. Podrobně je popsán integrovaný obvod ADS1292 sloužící k měření elektrokardiografického signálu. Jedná se o neinvazivní metodu vyšetření elektrické aktivity myokardu. EKG signál se šíří vodivým prostředím těla všemi směry a je možné ho snímat jako rozdíl potenciálů různých míst na povrchu těla. Prototyp může svým jednosvodovým měřením EKG sloužit pro základní měření EKG a k odhalení srdečních arytmií. U defibrilátorů pro zjištění základních funkčních projevů organismů jako je tepová frekvence nebo výskyt srdečních arytmií, postačí záznam EKG z jednoho svodu, při kterém se měří rozdílové napětí mezi dvojicí elektrod umístěných na hrudníku. Využívá se svodu I a II, ve kterém je zřetelně vidět QRS komplex k přesnému určení výskytu R kmitu a následné provedení elektrické kardioverze.

Součástí takto vytvořeného prototypu zařízení je jeho uložení v boxu, který byl navržen v rámci této práce.

Část o softwarovém řešení je věnována způsobu programování a softwarové obsluze jednotlivých částí zařízení. Dále obsahuje vývojové diagramy, grafické uživatelské prostředí, dále je pak popsáno vytvořené uživatelské prostředí aplikace pro vizualizaci dat.

## 2. Automatizovaná defibrilace

V kapitole je popsán přehled, co to je automatizovaný externí defibrilátor v základním principu, proč se využívá s kombinací kardiopulmonální resuscitací, za jakým účelem se v základní i rozšířené neodkladné resuscitaci používá, přehled umístění a dostupnost automatizovaných externích defibrilátorů.

### 2.1 Defibrilátor

Defibrilátor je lékařský terapeutický přístroj používaný k defibrilaci při kardiopulmonální resuscitaci, který je schopný vyvolat použitým proudovým výbojem úplnou depolarizaci vláken myokardu a obnovit správnou činnost srdce. Defibrilace je léčebný úkon, který zruší nejružnější potenciálně smrtící arytmie. Zároveň nesmí nepoškodit nadměrnou velikostí elektrického proudu srdeční tkáň nebo nevyvolat další fibrilaci srdce. Při fibrilaci komor nebo komorové tachykardii není srdce schopno plnit svou funkci a v srdeční svalovině dochází k nekoordinovaným stahům. V těchto života ohrožujících případech se defibrilací přeruší tento nezdravý stav za pomoci silného elektrického výboje, aby se následně srdce mohlo pravidelně rozběhnout a plnit fyziologickou funkci. Defibrilace srdeční tkáně je odborně nazývána klinická depolarizace. Na Obrázku 1 je AED firmy Schiller [7].



*Obrázek 1: AED firmy Schiller [7].*

V zdravotnické technice existují různé typy defibrilátorů. Defibrilátory lze rozdělit podle způsobu jejich ovládání, použití a uložení. Defibrilátory dělíme na defibrilátory manuální, implantabilní kardiovertery tzv. ICD a automatizované defibrilátory. Automatické externí defibrilátory (AED) jsou umístěné např. na letištích či velkých obchodních domech. Pomocí AED mohou defibrilaci poskytnout v případě nouze i laici, kteří prošli potřebným zdravotním kurzem pro rozšířenou kardiopulmonální resuscitaci s AED [7].



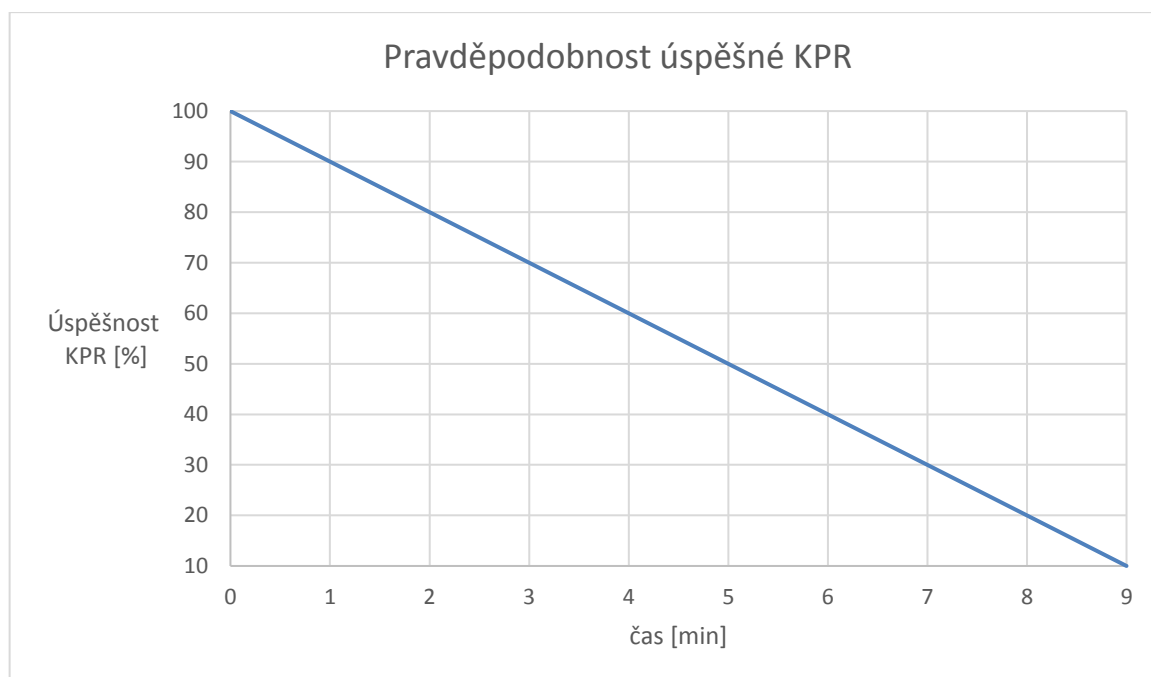
Defibrilátor vysílá do srdečního svalu krátký, vysokoenergetický elektrický impulz stejnosměrného elektrického proudu. Defibrilátor dodává předem nastavenou energii prostřednictvím defibrilačních elektrod umístěných na hrudníku pacienta.

Defibrilace je pouze jedním z aspektů lékařské péče nutné k resuscitaci pacienta s rytmem EKG, při kterém je možné aplikovat výboje. V závislosti na situaci mohou být použita další opatření:

- kardiopulmonální resuscitace (KPR)
- dodatečný přísun kyslíku
- farmakoterapie

Předpokládá se, že úspěšná resuscitace souvisí s dobou trvání mezi začátkem výskytu srdečního rytmu bez cirkulace krve (fibrilace komor, bezpulzní komorová tachykardie) a defibrilací. Americká asociace pro onemocnění srdce (American Heart Association) určila jako zásadní pro přežití po náhlé zástavě srdce (SCA) tyto momenty:

- včasný přístup
- včasná kardiopulmonální resuscitace přítomnými osobami
- včasná defibrilace
- včasná rozsáhlá podpora životních funkcí



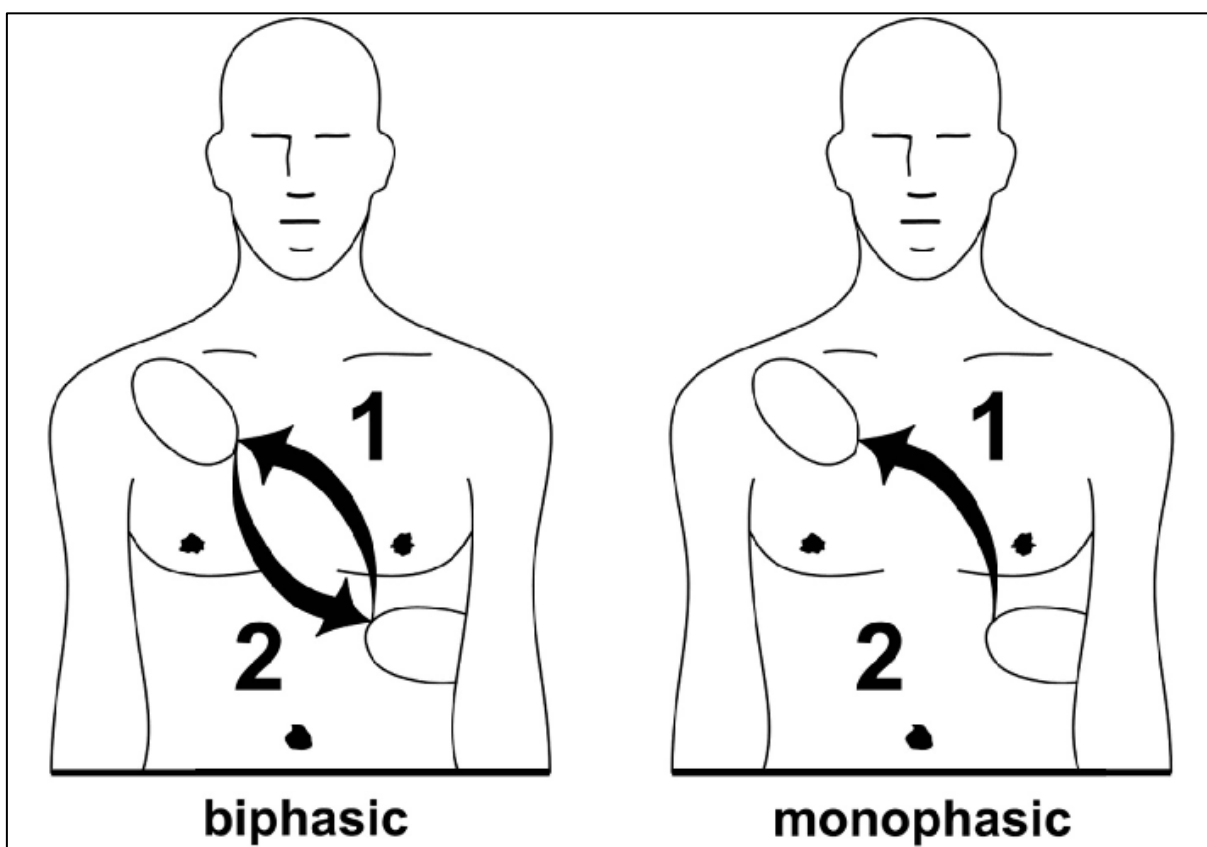
Obrázek 2: Závislost pravděpodobnosti úspěšné defibrilace v závislosti na čase.

Na Obrázku 2 je zobrazená závislost úspěšné kardiopulmonální resuscitace v závislosti na čase. Zdravotnické záchranné služby jsou schopny být na místě náhlé srdeční zástavy v průměru za 10 až 15 minut po zavolání na linku 155. Z grafu lze vidět, že časový interval v rozmezí do 5 minut zahájení KPR je hranicí přežití mozku postiženého. Jestliže není pacient s komorovou fibrilací defibrilován do 10 minut, klesá jeho pravděpodobnost přežití k nule. Každou minutu se pravděpodobnost snižuje a proto je potřeba mít v blízkém dosahu AED, který zvyšuje

pravděpodobnost úspěšné resuscitace postiženého. Fyziologický stav pacienta může ovlivnit pravděpodobnost úspěšné defibrilace. Nezdařená resuscitace pacienta není proto spolehlivým ukazatelem výkonu defibrilátoru. Během přenosu energie dochází často u pacientů ke svalové odezvě (například šubání nebo cukání). Absence takových projevů není spolehlivým ukazatelem skutečně dodávané energie nebo výkonu defibrilátoru [7].

### Klinická depolarizace

Hlavním úkolem klinické depolarizace je způsobit použitým proudovým výbojem úplnou depolarizaci všech vláken myokardu a zároveň nepoškodit velikostí proudu srdeční tkáň, případně nevyvolat další fibrilaci [13].



Obrázek 3: Průchod elektrického proudu bifázickým a monofázickým defibrilačním impulsem [13].

Klinickou studií bylo zjištěno, že nižší energie bifázického výboje má vyšší účinnost ve srovnání s vyšší energií monofázického výboje. Také byl zjištěn statisticky významný rozdíl při použití výboje s bifázickým průběhem s menším dodaným proudem než při použití monofázického výboje a zároveň nebyly zjištěny žádné nežádoucí účinky způsobené použitím přímočarého bifázického impulsu [13]. Na Obrázku 3 je zobrazen směr průchodu elektrického proudu srdcem při bifázickém a monofázickém defibrilačním impulsu.

## 2.2 AED – automatizovaný externí defibrilátor

Zdravotnický přístroj AED je automatický externí defibrilátor, který vede záchránce pomocí slovní a vizuální nápovědy celým procesem kardiopulmonální resuscitace včetně samotné defibrilace. AED nejčastěji využívají výrobcem patentovanou defibrilační křivku. Defibrilátory pracují v dospělém, tak i v pediatrickém režimu. Používá-li se AED v režimu AED, může ho obsluhovat zdravotnický personál pro neodkladnou péči za použití funkce AED.

AED podporují jak dospělé, tak i dětské defibrilační elektrody. Jestliže AED umožňují připojení dětských defibrilačních elektrod, defibrilátor automaticky rozpozná druh připojených elektrod a seřídí rozsah energie použité k defibrilaci. AED vyzve k nalepení defibrilačních elektrod k hrudníku pacienta zvukovým doprovodem nebo podle pokynů obrázku umístěných na elektrodách. Po nalepení elektrod na tělo pacienta a připojení konektoru elektrod do patientského konektoru přístroje, defibrilátor monitoruje rytmus pacientovy srdeční činnosti, tento rytmus analyzuje a určí, zda je tento rytmus indikován k defibrilačnímu výboji či nikoli. Elektrody nalepené na pacienta slouží jak pro diagnostický, tak i terapeutický účel. Podle potřeby je přes stejné elektrody dodán defibrilační výboj. Pokud defibrilátor nezjistí žádný srdeční rytmus nebo zjistí srdeční rytmus, který je indikován k defibrilaci, nabije kondenzátor a zobrazí hlášení „NEDOTÝKEJ SE PACIENTA“ a pomocí tlačítka provede defibrilační výboj. Záchránce aplikuje defibrilační výboj a bude slovní a zároveň vizuální nápovědou naveden k provedení KPR po dobu 2 minut. Po uplynutí 2 minut přístroj AED automaticky začne novou analýzu srdečního rytmu [9].

AED umožňuje následující funkce:

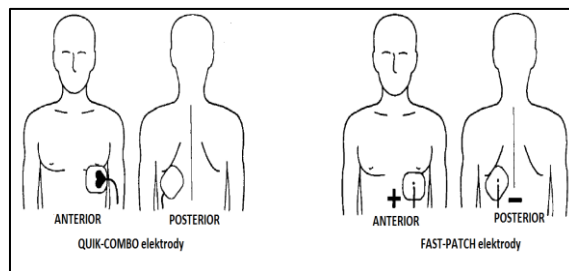
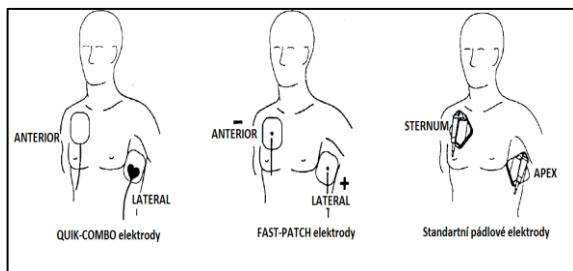
- Vybrané defibrilátory používají jednodílné elektrody, které usnadňují správné umístění na hrudník pacienta a snadno se aplikují.
- Víko defibrilačního přístroje může fungovat jako pasivní systém k uvolnění dýchacích cest.
- Defibrilátor monitoruje hloubku komprese během KPR a v případě, že komprese záchránce nejsou dostatečné, současně vydává hlasové pokyny a zároveň slouží jako metronom.
- Vizuálně informuje, zda je hloubka komprese správná (5-6 cm pro dospělé pacienty).
- Defibrilátor vybavený zatěžovacím rezistorem se může sám testovat a provádí pravidelné automatické testy pro zajištění nepřetržité připravenosti k provozu.
- Defibrilátory používají jednorázové baterie s deklarovanou dobou použití nebo komerčně dostupné baterie.
- AED umožní automaticky aplikování defibrilačního výboje u pacientů se srdeční zástavou, jejichž srdeční rytmus je indikován k defibrilaci.
- Reproduktor vydává akustické signály pro usnadnění nepřímé srdeční masáže při resuscitaci s frekvencí 100 kompresí/minutu.
- Analyzuje srdeční rytmus a informuje záchránce, jestli je rytmus indikován k provedení defibrilačního výboje nebo není.
- Vede záchránce hlasovou a vizuální nápovědou ke správnému postupu při záchranné akci (co a kdy udělat, v jakém pořadí) např. přivolání odborné pomoci nebo správné provedení KPR.
- Umožňuje přenos dat z defibrilátoru do počítače pro archivaci nebo vytisknutí zprávy.

Elektrody vybraných defibrilátorů mohou být vybaveny snímačem, který monitoruje frekvenci a hloubku kompresí hrudníku při nepřímé masáži srdce. Snímač je jako součást elektrody umístěn přímo na hrudníku pacienta mezi dlaněmi zachránce a dolní částí sternu. Jestliže zachránce provádí komprese hrudníku při nepřímé masáži srdce, snímač zjišťuje jejich hloubku a frekvenci a tyto informace přenáší do defibrilátoru. Při použití těchto elektrod AED monitoruje hloubku a frekvenci kompresí hrudníku při kardiopulmonální resuscitaci. KPR může být doporučena, i když bude zjištěn srdeční rytmus, který nevyžaduje výboj. Při KPR vás může zachránce navádět akustickým signálem (pípnutím), který působí jako metronom při KPR, aby tak usnadnil záchrannému týmu dodržovat frekvenci 100 kompresí za minutu doporučenou podle AHA/ERC. Zároveň současně vizuálně i hlasově informuje, zda je hloubka komprese správná. Správná hloubka komprese u dospělého pacienta by měla být 5 až 6 cm. Tato funkce při vedení KPR je určena pouze při použití pouze u dospělých pacientů, nepoužívá se u pacientů mladších 8 let [9] **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů..**

Indikace pro použití režimu AED jsou při podezření na srdeční zástavu u pacientů, kteří nereagují, nedýchají a nemají hmatný pulz. Algoritmus AED nemusí zvládnout problémy týkající se nepravidelných impulzů nebo chybně fungujícího kardiostimulátoru. AED mohou mít doplňkové měření některých fyziologických ukazatelů jako je například monitorování  $SpO_2$ . Pulzní oxymetr je neinvazivní měření saturace arteriální krve kyslíkem. Je indikátorem při rozvíjející se hypoxemii. Pulzní oxymetr využívá optický senzor směřující světlo přes pacientův prst, paprsek červeného a infračerveného světla prosvěcuje prst a pak detektorem (fotodiódou) se měří světlo přijaté. Hemoglobin toto světlo pohlcuje odlišně, když je vázán na kyslík. Pulzní oxymetr tento rozdíl měří a udává hodnotu  $SpO_2$ , která je procentuálním vyjádřením saturace. Dalším doplňkovým měřením může být monitorování koncového  $CO_2$  (oxidu uhličitého). Používá se pro monitorování dechové účinnosti při akutní kardiopulmonální péči, při zjišťování, zda byly provedeny přiměřené komprese při KPR. AED mohou také monitorovat neinvazivní krevní tlak (NIBP). Funkce metronomu je potlačena pouze v případech, kdy není možné resuscitaci provádět, během analýzy EKG nebo v průběhu sekvence defibrilačních výbojů. Pokud během periody KPR nejsou zjištěny žádné komprese hrudníku, AED bude opakovaně vydávat výzvu k pokračování v resuscitaci [9] [17].

Vlivem nesprávného používání AED může dojít k chybné interpretaci dat. Analýza se nemá provádět v jedoucím vozidle. Signál EKG může být ovlivněn pohybovým artefaktem a ten může vést k hlášení doporučujícímu nevhodný šok, nebo žádný šok. Detekce pohybu může analýzu zpozdit [17].

Jestliže se defibrilátor provozuje v režimu AED, nesmí se umístit terapeutické elektrody do anterioposteriorní polohy. AED může nesprávně vyhodnotit doporučení šoku nebo naopak nedoporučení šoku. Pro správnou funkci algoritmu k doporučení výboje, vyžaduje AED umístění terapeutických elektrod do anteriolaterální polohy, tj. svod II [17].



Obrázek 4: Anteriolaterální umístění elektrod [17]. Obrázek 5: Anteriposteriorní umístění elektrod [17].

Anteriolaterální umístění terapeutických elektrod umožňuje monitorování EKG, defibrilaci, synchronizovanou kardioverzi a neinvazivní kardiostimulaci. Naproti tomu anteriposteriorní umístění elektrod je alternativní umístění pro neinvazivní kardiostimulaci, manuální defibrilaci a synchronizovanou kardioverzi, nikoliv však pro monitorování EKG a automatizovanou defibrilaci, protože EKG signál získaný přes elektrody v této poloze není standardním svodem [17].

Na Obrázku 4 a 5 jsou dva druhy samolepících terapeutických elektrod, předem opatřenou gelovou vrstvou. Jsou to elektrody QUIK-COMBO a FAST-PATCH. Oba typy elektrod jsou využívány při AED. Třetími elektrodami jsou standardní pádlové elektrody využívané při manuální defibrilaci [17].



Obrázek 6: Mezinárodní symbol označení pro AED [8].

AED vypadá jako plastový kufřík, barva kufříku se může lišit výrobcem, nejčastěji bývá ve žlutém, červeném a modrém provedení. Defibrilátory jsou jasně označeny mezinárodním symbolem, viz. Obrázek 6. AED jsou často umístěny na veřejných místech s velkou koncentrací lidí, jako jsou letiště, nádraží, nákupní centra, sportovní centra a jsou taky umístěny do prostředí velkých firem. Jestliže jsou AED umístěny na veřejném místě, bývají uloženy ve schránce, která se dá otevřít kódem, který záchránce obdrží od operátora záchranné zdravotnické služby. AED bývají nejčastěji umístěny na místech, jako jsou recepce nebo informace, aby mohly být okamžitě k dispozici.

## 2.3 Kardiopulmonální resuscitace

Kardiopulmonální resuscitace je základní úkon prováděný na prvním místě, zpravidla při zjištění symptomu zástavy krevního oběhu. Srdeční svalovina je z morfologického hlediska syncytiem tzv. soubuním. Srdce si představme jako důmyslné mechanické čerpadlo, které zajišťuje svými pravidelnými stahy krevní oběh v lidském těle. Krevní oběh jsou dva oddělené okruhy zařazené za sebou. Srdce shromažďuje krev ze všech částí těla a pumpuje ji z pravé srdeční komory do plic, okysličená krev se vrací plicními žilami do levé síně. Prostřednictvím velkého krevního oběhu je okysličená krev vypuzena z levé srdeční komory aortou ke všem orgánům lidského těla. Základní podmínkou pro práci srdce je srdeční revoluce, cyklický opakující se děj systoly a diastoly. Aby srdce bylo schopno vykonávat svoji funkci, musí být zásobováno kyslíkem, musí být schopno vytvářet a vést elektrické vzruchy, které vedou k srdeční kontrakci. Pokyny ke stahu vznikají v automatických buňkách, za nepatologického stavu vznikají podněty pro stah v sinoatriálním uzlu. Sinoatriální uzel je shluk automatických buněk, umístěný blízkosti horní duté žíly a je nazýván pacemakerem. K základním fyziologickým vlastnostem srdeční svaloviny patří automacie, vodivost, dráždivost a stažlivost. Jestliže srdce není schopno plnit tyto funkce, dochází k nebezpečným stavům a musí být co nejrychleji odstraněny a obnovena srdeční činnost, nejčastěji za použití klinické depolarizace [4] [15] [18].

KPR je soubor úkonů, prováděných pokud postižený nereaguje a nedýchá. Slouží k zachování aktivity mozku člověka. Snažíme se o dopravení dostatečného množství kyslíku do mozku do chvíle, než se podaří obnovit krevní oběh. Člověk s fibrilací komor nereaguje na bolest a nedýchá. V takovém případě zahajujeme KPR. Jsme-li na místě sami nebo není v dostatečné blízkosti AED, zavoláme záchrannou službu a zahájíme resuscitaci. Pokud se v našem okolí AED nachází, postup po jeho zapnutí je následovný.

1. Zjištění, zda postižený dýchá, jestliže postižený nedýchá, zakloň hlavu.
2. Volej záchrannou službu 155.
3. Je potřeba, aby postižený ležel na pevné podložce. Zapni AED.
4. Roztrhněte obal, vyjměte elektrody a umístěte elektrody podle výkresu na hrudník pacienta.
5. AED analyzuje rytmus srdce, AED vám hlasovou navigací sdělí, abyste se pacienta nedotýkali. AED vyhodnocuje elektrickou aktivitu srdce a vyhodnotí, jestli je možné provést defibrilaci.
6. Stanovení vyhodnocení stavu pacienta přístrojem, pokud AED zjistí, že je vhodné provést defibrilační výboj, řiďte se následujícími pokyny, pokud ne, vyzve vás k masáži srdce a bude udávat tempo.
7. Pokud AED doporučí defibrilaci, nabije baterii, oznámí vám, abyste se nedotýkali pacienta a vyzve vás ke stisknutí tlačítka pro provedení defibrilace.
8. Vyhodnocení a stanovení dalšího průběhu resuscitace v podání hlasové navigace AED.
9. Pokračování a poskytnutí první pomoci dle instrukcí přístroje do příjezdu odborné zdravotní péče.

### 3. Defibrilátory a jejich funkce

Kapitola popisuje a srovnává rozdíl funkcí defibrilátorů využívaných denně pro odborné medicínské použití, oproti automatizovaným externím defibrilátorům, které jsou primárně svým navrženým algoritmem a všestranností využívány zaškolenými pracovníky nebo laickou veřejností při poskytování první pomoci. Ukazuje na funkce, které se vyskytují obecně u defibrilátorů, poskytuje informace o jejich nastavení a účelu. Dále jsou popsány nadstandartní funkce, které se za běžných okolností nepoužívají u klasických defibrilátorů, ale jsou využívány převážně u AED, kde mají za úkol zjednodušit ovládání, komunikaci mezi přístrojem a obsluhou a také zefektivnit postup použití defibrilátoru pro laickou veřejnost. Defibrilátory se řadí do zdravotnické třídy prostředků II.b, III.

*Tabulka 1: Možné poruchy srdečního rytmu s možností protipatření.*

Poruchy rytmu	Možná opatření
Částečně nekoordinované aktivity srdečního svalu (např. chvění, nepravidelný tep předsíní). Fibrilace síní a flutter síní.	Synchronizovaný srdeční přenos, elektrická kardioverze.
Zcela nekoordinované aktivity srdečního svalu (chvění, nepravidelný tep srdeční komory). Absence křivek P, QRS nebo T u EKG.	Nesynchronizovaný srdeční přenos (defibrilace).

*Tabulka 2: Umístění pádlových elektrod.*

Poloha elektrody Sternum	Poloha elektrody Apex
Pravá oblast hrudi, vpravo vedle sternu, pod klíční kostí.	Levá spodní oblast hrudi, nad srdečním hrotem, střední axilární linie.

#### 3.1 Konvenční defibrilátory a jejich funkce

Defibrilátory v manuálním režimu nabízí zkušenému personálu možnost profesionálního zásahu, přičemž je možné konfigurovat nastavení přístroje, nastavit požadovanou energii a čas defibrilačního výboje, pracovat v režimu synchronní kardioverze nebo pouze sledovat EKG. Provedení defibrilace řídí uživatel, defibrilátor v manuálním režimu neposkytuje hlasové výzvy, avšak během celého procesu systémové a okamžité zprávy poskytují uživateli příslušné informace. Uživatel vychází ze svých teoretických i praktických znalostí k provedení co nejefektivnější terapie. K provedení terapeutického zákroku synchronizované kardioverze přistupuje kvalifikovaný lékař. Zpravidla elektrickou kardioverzi provádí kardiolog za asistence anesteziologa. Množství energie, kterou je třeba dodat, se řídí podle věku a váhy pacienta. Platí přibližné pravidlo základní pravidlo, že 2-3 jouly na každý kg tělesné váhy. Vhodné množství energie je věcí zkušeností a závisí na nouzových situacích [16][19][20].

### **Funkce synchronní kardioverze**

Defibrilátor při výběru tohoto režimu automaticky vykoná synchronizovanou elektrickou kardioverzi. Defibrilátor prostřednictvím monitorování hrotu R komplexu QRS na EKG křivce bude moci spustit defibrilační výboj. Mezi vysláním výboje a detekcí špičky hrotu R je vložena prodleva maximálně 50 ms. Synchronní kardioverze jako terapeutická léčba se kombinuje s medikamentózní léčbou k dosažení normálního srdečního tepu. K provozu zevní dočasné kardiostimulace se vyžaduje vysoce kvalitní záznam EKG [16].

### **Funkce asynchronní kardioverze**

Asynchronní kardiostimulace se používá pouze v naléhavých přísně indikovaných případech, kdy nejsou jiné možnosti. Pokud nejsou elektrody EKG k dispozici nebo dochází k interferenci s EKG, bývá vhodné stimulovat asynchronně. Při asynchronní stimulaci se nastavuje parametr výstupního proudu na hodnotu, kdy bezpečně dojde ke kardiostimulaci (podráždění srdeční tkáně, 100 mA nebo vyšší), zároveň se nastaví pevná frekvence srdečního rytmu. K dispozici nebude aktivita EKG, účinnost kardiostimulace bude nutné posoudit podle jiných známek, např. podle pacientovy pulsace [21].

### **Manuální defibrilace**

V manuálním režimu se defibrilace může aplikovat prostřednictvím příkládacích nebo nalepovacích elektrod. Defibrilátory umožňují na výběr požadované hladiny energie mezi dvěma verzemi, a to standartní a výkonnou verzí ke zvolení hladiny defibrilační energie. Standartní verze nabízí hladinu vybrané energie do 200 J, naproti tomu výkonná verze bude mít výběr hladiny energie až 360 J. Po zvolení defibrilační energie se může lékař rozhodnout, že spustí nabíjení kondenzátoru k přípravě na defibrilační výboj pouhým stlačením tlačítka. Po stlačení tlačítka se defibrilátor začne nabíjet, nabíjecí sekvence je v průběhu celého nabíjení doprovázena zvukovým signálem s rostoucí hlasitostí. Po nabití na určenou hodnotu energie se zpravidla na apexovém pádle rozsvítí kontrolka nabití, zároveň se zobrazí hlášení, že je defibrilátor připraven k výboji. Následující zpráva zobrazená na displeji vybídne lékaře ke spuštění defibrilačního výboje prostřednictvím současného stlačení tlačítek SHOCK na obou pádlech defibrilačních elektrod. Nebude-li po stanovenou dobu výrobce defibrilátoru proveden defibrilační výboj, defibrilátor se z bezpečnostních důvodů sám automaticky vnitřně vybije [16][21].

### **Monitorování EKG**

Defibrilátor je schopen zaznamenávat jednu EKG křivku, ale taky měřit 12 svodové EKG. Záleží, v jakém módu je defibrilátor používán a kolika funkcemi disponuje od výrobce. Pádlové defibrilační elektrody je možné v nouzi použít k monitoraci EKG, pokud není dostatek času k připojení standartních EKG monitorovacích elektrod. Defibrilátor automaticky detekuje, o jaké připojené elektrody se jedná, jsou-li připojeny po zapnutí defibrilátoru ke vstupu konektoru. Monitorovací elektrody se mohou během defibrilace krátce polarizovat a tím se přechodně vychýlit, vysoce kvalitní Ag/AgCl elektrody však tento efekt minimalizují a ochranné okruhy vrátí během několika málo sekund křivku zpět na obrazovku. Svody EKG často bývají chráněny proti defibrilaci [21].



## Volitelná zevní stimulace

Volitelná zevní stimulace taky nazývaná neinvazivní přechodnou kardiostimulací. Lze ji využít jak v urgentních situacích, tak i u plánovaných výkonů, kdykoliv je indikovaná přechodná srdeční kardiostimulace. K provozu zevní dočasné kardiostimulace se vyžaduje vysoce kvalitní záznam EKG. Proud na výstupu kardiostimulátoru lze kontinuálně měnit až do 140 mA a frekvenci lze nastavit v rozmezí 30 až 180 pulsů/min. Neinvazivní zevní stimulace je funkcí manuálního režimu sloužící ke stimulaci srdce stimulačními impulzy. Impulzy stimulace jsou zpravidla aplikovány prostřednictvím nalepovacích defibrilačních elektrod. Defibrilátor může aplikovat stimulační impulzy v režimu “na požadavek” (“on demand”) nebo v režimu “s pevnou frekvencí” (“fixed rate”). V režimu stimulace na požadavek stimulator aplikuje stimulační impulzy tehdy, poklesne-li srdeční frekvence pacienta pod zvolenou hodnotu frekvence ke stimulaci. V režimu stimulace s pevně zvolenou frekvencí stimulace, stimulator aplikuje stimulační impulzy o zvolené frekvenci. Defibrilátory ze zdroje pro monitorování EKG detekují kmit R, podle kterého stanoví potřebu aplikace stimulačního impulzu. Nevyberete-li svod, ze kterého se detekuje kmit R, měl by defibrilátor po zapnutí funkce stimulace vybrat svod I. Po zvolení režimu stimulace při monitorování EKG, se zobrazí na displej QRS komplex s vyznačeným bodem okolo kmitu R, jestliže se značka nezobrazuje, nebo se nachází na nesprávném místě, musí se upravit EKG nebo se vybere jiný svod [19].

*Tabulka 3: Nejběžnější nastavení parametrů kardiostimulace.*

Položka (parametr)	Volba parametru
Frekvence (Rate)	40 – 170 imp/min
El. Proud (Current)	0 – 200 mA
Režim (mode)	Demand, NonDemand
Zjištění interního kardiostim.	Detekce zapnuta nebo vypnuta

## Defibrilace při otevřeném hrudníku

U interní defibrilace a interní synchronizované kardioverze při otevřeném hrudním koši se využívá interních elektrod s použitím defibrilátoru v manuálním režimu. Při připojení sady interních elektrod se limit maximální defibrilační energie automaticky změní na 50 J. Při interní defibrilaci se umísťuje vodivý povrch elektrody proti pravé srdeční předsíni a levé komoře [23].

## Doplňkové moduly defibrilátorů

V současnosti lze o moderních defibrilátorech hovořit také jako o patientském monitoru. Sekundární vlastností všech moderních defibrilátorů bývá variabilita nastavení zobrazení doplňujících diagnostických modulů s možností uložení dat. Tyto doplňující funkce lze využít u pacientů v intenzivní péči, ale také při transportu v rámci nebo do nemocnice.

### Defibrilátory obsahují tyto doplňující moduly:

- Modul pulsní oximetrie (SpO<sub>2</sub>)
- Modul kapnometrie (EtCO<sub>2</sub>)
- Modul neinvazivního krevního tlaku (NIBP)

### **Modul pulsní oximetrie (SpO<sub>2</sub>)**

Funkce monitorování SpO<sub>2</sub> bývá dostupná jak v režimu AED, tak v manuálním režimu defibrilátoru. Je neinvazivní diagnostickou metodou k měření nasycení arteriální krve kyslíkem. Informuje o funkci oběhového, dýchacího systému a o dalších podrobnostech transportu kyslíku v těle. Výsledná hodnota SpO<sub>2</sub> reprezentuje procento molekul hemoglobinu v arteriální krvi, které jsou nasyceny kyslíkem.

### **Modul kapnometrie (EtCO<sub>2</sub>)**

Monitor EtCO<sub>2</sub> je doplňující kapnometrické zařízení, který využívá infračervenou spektroskopii k měření koncentrace CO<sub>2</sub> ve vydechovaném vzduchu na konci expira. Výstupem měření je kapnogram, grafické znázornění křivky koncentrace CO<sub>2</sub> během dechového cyklu. Hodnota CO<sub>2</sub> na konci výdechu může být zobrazena jako číselný údaj na displeji defibrilátoru v mmHg, procentech nebo kPa. Monitorování EtCO<sub>2</sub> se používá při monitorování dechové účinnosti při akutní kardiopulmonární péči, například pro zjišťování, zda byly provedeny přiměřené komprese při KPR. Kapnometrie má své největší uplatnění v umělé plicní ventilaci k zajištění anestezie. Tento doplňující modul defibrilátorů může k měření kapnometrie využívat dvě metody měření. Tento doplněk může používat snímač typu mainstream nebo modul sidestream. Jestliže modul pracuje metodou mainstream, čidlo se nasazuje na adaptér dýchacích cest připojený přímo na endotracheální kanylu nebo jiné zajištění dýchacích cest (měřicí komůrka je tedy přímo součástí dýchacího okruhu). Oproti tomu metoda sidestream dodává vzorek vydechnutého plynu prostřednictvím tenké hadičky z dýchacího okruhu pacienta přímo do monitoru k měření CO<sub>2</sub> [21] [23] [24].

### **Modul monitorování NIBP**

K měření neinvazivního arteriálního krevního tlaku využívá defibrilátor oscilometrickou metodu měření. Defibrilátor automaticky nafoukne obepínací manžetu a změří systolický, diastolický, střední arteriální tlak a tepovou frekvenci. NIBP může být užitečné při monitorování EKG nebo pro analýzu post defibrilačního zotavení. Defibrilátory mohou obsahovat i funkci pro měření monitorování invazivního tlaku (IP) [23] **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů..**

## **3.2 AED defibrilátory a jejich funkce**

Základním stavebním prvkem automatizovaných externích defibrilátorů je jednoduchost a zřetelnost navigovaného postupu pro poskytnutí první pomoci. Kontraindikací použití AED může nastat u pacientů s implantovaným kardiostimulátorem, kdy funkce analýzy rytmu s doporučením šoku nemusí být schopna spolehlivě identifikovat fibrilaci komor. Pacient by měl být při analýze rytmu v naprostém klidu.

Konfigurační volby umožňují přizpůsobit režim AED tak, aby co nejlépe vyhovoval stanovenému algoritmu a specifickým potřebám záchranného týmu. AED disponují předem stanovenými algoritmy při srdeční zástavě poskytnutých úřadem ERC a AHA.

## **Kontrola defibrilačních kabelů a elektrod**

AED provádí kontrolu připojení patientských kabelů a elektrod, zda jsou připojeny správně. Nebude-li kontrola vyhodnocena správně, vyzve uživatele k nápravě problému. Po připojení kabelu a nalepení elektrod na pacienta se AED přesvědčí, že elektrody mají s pokožkou pacienta vyhovující kontakt. Kontakt se měří pomocí elektrické impedance mezi dvěma elektrodami, viz kapitola 4.8 detekce odpojení elektrod.

## **Analýza iniciována přístrojem**

Iniciuje analýzu EKG po prvním zapnutí AED. Jestliže je tento parametr vypnutý, musí záchranář stisknout tlačítko analýzy pro zahájení analýzy EKG.

## **Automatické opakování analýzy**

Toto nastavení spouští analýzu EKG během série defibrilačních výbojů. Jestliže je tento parametr vypnutý, musí záchranář stisknout tlačítko analýzy EKG pro zahájení analýzy EKG mezi jednotlivými defibrilačními výboji v sérii.

## **Monitorování rytmu**

Monitorování rytmu je funkce, která monitoruje EKG na výskyt poruch rytmu, které vyžadují aplikaci výboje v době, kdy AED neprovádí analýzu EKG, defibrilaci nebo je pozastaven. Jestliže je tato funkce vypnutá, AED nebude měřit rytmy, které mohou vyžadovat aplikaci defibrilačního výboje. Tato funkce se doporučuje nastavit na zapnuto. Pokud funkce je vypnuta, záchranář nebude upozorněn, že proběhla změna rytmu, nastala opětovná fibrilace nebo porucha rytmu, u které je zapotřebí aplikovat defibrilační výboj.

## **Konfigurace času pro KPR**

AED můžou dle svého algoritmu detekovat rytmus, který není vhodný pro defibrilační výboj. V tomto případě systém AED uvede a nastaví čas pro KPR, pokud je tak nakonfigurován. Uživatel může kdykoliv v průběhu KPR zkontrolovat analýzu EKG. Po uplynutí času pro KPR, AED vyzve uživatele ke zkontrolování pulzu postiženého. Jestliže není pulz hmatný, AED vyzve k analýze EKG, jestliže bude puls postiženého hmatný, vyzve záchránce podle poradního režimu k dalším úkonům. Čas pro KPR bývá zpravidla nastavován na 60 s [24].

## **Pomoc při KPR (CPR help)**

Funkci CPR help poskytuje čím dál více výrobců AED. Jedná se o funkci, která poskytuje záchranářům zpětnou vazbu o kvalitě KPR. Senzor monitoruje frekvenci a hloubku stlačení hrudníku a tyto informace jsou uživateli zobrazeny. Indikátor zobrazuje shodu hodnot frekvence a hloubku stlačení hrudníku s doporučeními organizace AHA/ERC pro KPR [24].

### Funkce See-Thru KPR

Technologie See-Thru umožňuje záchranářům filtrovat artefakt, který vzniká z důsledku komprese hrudníku při zevní masáži srdce, a tedy sleduje co nejbližší zobrazení pacientova rytmu EKG během KPR. Snižuje počet přestávek záchranáře při KPR z důvodu potřeb kontroly EKG. Technologii See-Thru CPR má patentovanou firma ZOLL. Filtr využívá filtrování na základě korelace mezi stlačeními KPR detekovanými elektrodami a artefaktem KPR [24].

### Měření transtorakální impedance

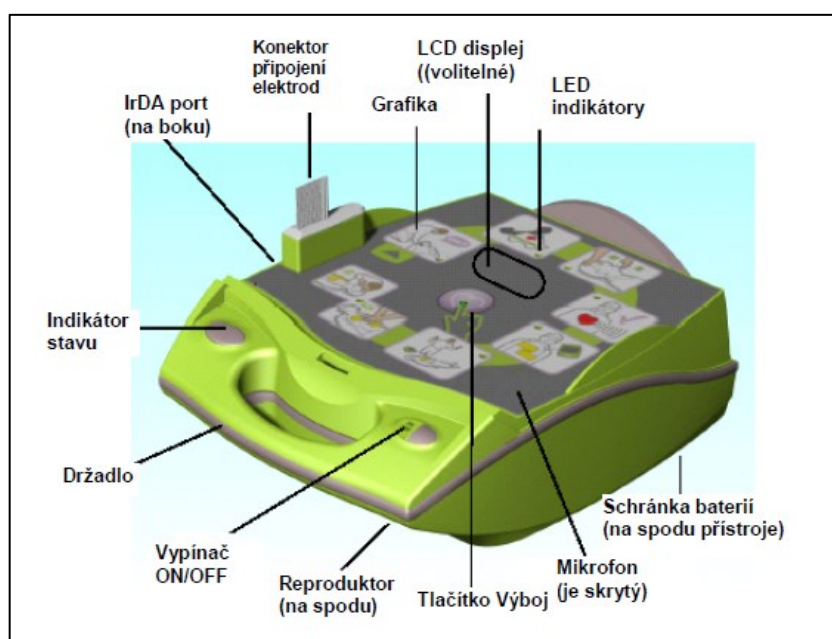
Defibrilátory využívají měření transtorakální impedance a automaticky přizpůsobují velikost defibrilačního proudu, délky výbojové sekvence a použité elektrické napětí tak, aby co nejvíce vyhovovalo danému pacientovi za účelem minimalizace námahy srdeční tkáně při defibrilaci [23].

### Funkce zvukového záznamu a záznam

Funkce zvukového záznamu může zaznamenávat hovor a činnost záchranného úkonu. Zároveň ukládat klinická data.

## 3.2.1 ZOLL AED Plus

Identifikace a ovládací prvky a indikátory defibrilátoru typu ZOLL AED Plus jsou uvedeny v Tabulce 4. Obrázek 7 zobrazuje ovladače ZOLL AED Plus.



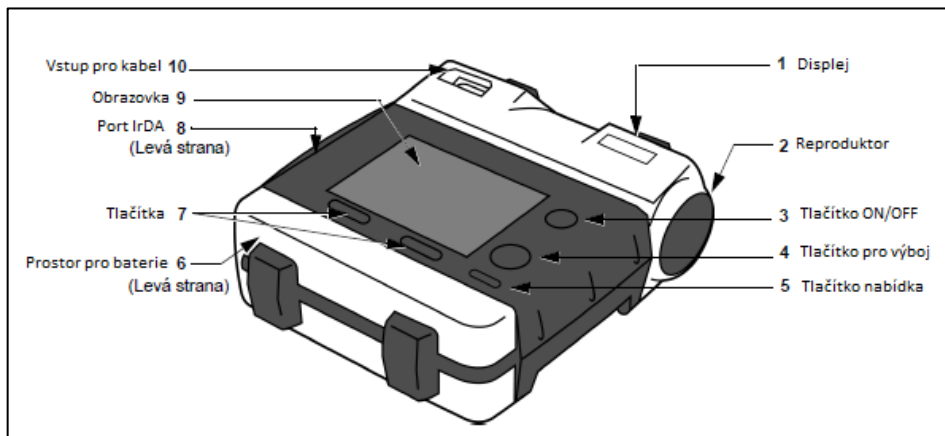
Obrázek 7: Identifikace jednotlivých ovladačů a indikátorů ZOLL AED Plus [9].

Tabulka 4: Ovládací prvky ZOLL AED Plus

Ovladač/Indikátor	Funkce
Vypínač ON/OFF	Zapne a vypne přístroj. Při podržení tlačítka po dobu větší než 5 sekund, zahájí se test AED.
LED indikátory	Indikují, který krok musí záchranář při léčbě pacienta vykonat.
Tlačítko výboj	Tlačítko svítí, jeli ZOLL AED nabit a připraven k defibrilačnímu výboji. Není-li defibrilátor nabit, tlačítko nesvítí.
Piktogramy	Obrázky vysvětlující kroky nutné pro resuscitaci a defibrilaci.
Indikátor stavu	Svítící zelený symbol indikuje, že přístroj prošel automatickým testem a je připraven k použití. Svítící červený symbol indikuje, že přístroj nesplnil požadavky na test a není připraven k provozu.
LCD displej	Na displeji se zobrazuje uplynulý čas, počet výbojů. Výzvy uživatele, hloubka kompresí při KPR a křivky EKG.
IrDA port	Obousměrný přenos dat mezi defibrilátorem a osobním PC nebo jiným zařízením vybaveným IrDA portem.
Víko PASS	Modely ZOLL AED Plus jsou vybaveny víkem, které lze použít jako podložku ramen a krku jako podporu pro udržení průchodnosti dýchacích cest.
Schránka baterií	Umístění 10 lithiových baterií 123A pro napájení přístroje
Pacientský konektor	Konektor pro připojení elektrod k přístroji ZOLL AED Plus
Reproduktor	Zajišťuje hlasové výzvy a signály metronomu, tím navádí záchranáře při provádění KPR. Předává hlasové výzvy při požadavku na provedení servisní kontroly.
Mikrofon	Funkce hlasového záznamu, mikrofon snímá a zaznamenává zvuk z okolí včetně rozhovoru záchranářů během záchranné akce.

### 3.2.2 Physio Control AED Lifepeak®1000

Ovládací prvky a identifikátory AED Lifepeak®1000 jsou uvedeny v Tabulce 5. Na Obrázku 8 jsou ovládací prvky AED Lifepeak® 1000.



Obrázek 8: Ovládací prvky a indikátory AED Lifepeak®1000 [25].

Tabulka 5: Ovládací prvky a indikátory AED Lifepeak®1000.

Ovladač/Indikátor	Funkce
1. Displej	Displej s informacemi o připravenosti upozorňuje na stav připravenosti defibrilátoru.
2. Reprodaktor	Vydává hlasové výzvy a zvukové tóny.
3. Tlačítko ON/OFF	Zelené tlačítko ON/OFF slouží k zapnutí a vypnutí napájení. Pokud je defibrilátor zapnutý, tlačítko svítí.
4. Tlačítko výboj	Stisknutím tlačítka je možné aplikovat výboj pacientovi.
5. Tlačítko nabídka	Slouží k výběru provozních režimů (manuálních nebo AED) a k zadání informací v režimu nastavení.
6. Prostor pro baterie	Je určen pro umístění jedné baterie.
7. Tlačítka	Fungují ve spojení s obrazovkou a umožňují provádět výběr při používání defibrilátorů. Funkce tlačítek se mění v závislosti na úkolu, který se v daném čase provádí.
8. Port IrDA	Infračervený port. Tento port zajišťuje bezdrátovou komunikaci pro přenos dat z defibrilátoru do PC.
9. Obrazovka	Zobrazuje informace během všech provozních režimů. Zobrazuje počet výbojů, stav baterie, srdeční frekvenci, oblast zpráv, výzvy, EKG, uplynulý čas.
10. Vstup pro kabel	Umožňuje přímé připojení terapeutickým elektrodám (černá), kabelu EKG (zelená), elektrodám pro kojence a děti (růžová) a terapeutickým elektrodám Quick Combo (šedá).

### 3.3 Srovnání funkcí defibrilátorů

Defibrilační technika s nástupem informačních technologií dosáhla velkého vzestupu. Defibrilátor už zdaleka neplní funkci pouze terapie, ale lze ho také zařadit mezi fyziologický monitor, který slouží ke sledování zdravotního stavu pacienta. Defibrilátor se skládá ze senzorů a algoritmů, které zpracovávají naměřená data a z těchto dat doporučují terapeutickou léčbu. Tyto inovativní funkce mají záchranářskému týmu zefektivnit a zjednodušit poskytovanou péči. Tabulka 6 poukazuje na možné rozdíly funkcí defibrilátorů, kdy manuální defibrilátory se používají zejména při operacích, také mají své místo ve zdravotnických zařízeních a vozidlech zdravotnické záchranné služby. AED jsou výhradně určené pro použití školených laiků.

V mnoha případech defibrilační přístroje kombinují vlastnosti manuálních i automatizovaných defibrilátorů, umožňují monitorování EKG, měření pulsní oxymetrie nebo mohou dočasně nahradit kardiostimulátor.

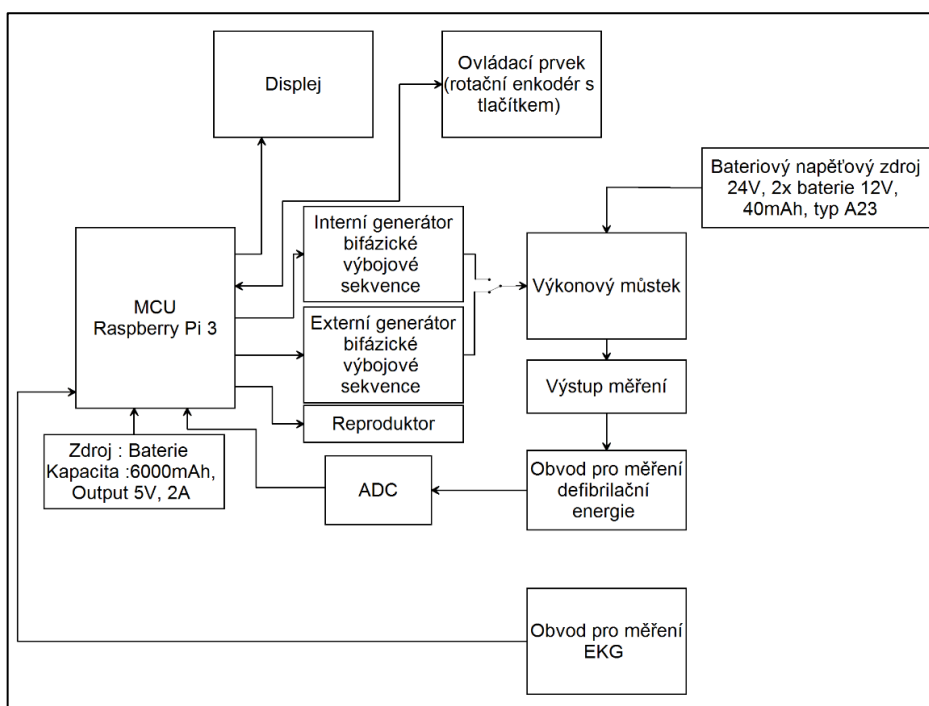
*Tabulka 6: Funkce typické pro manuální defibrilátory a AED.*

Defibrilace	
Manuální režim defibrilace	Režim AED
Manuální defibrilace	Energetický protokol
Poradní defibrilace	Funkce pomoc při KPR
Synchronní kardioverze	Metronom KPR
Asynchronní kardioverze	See-Thru KPR (ZOLL)
Monitorování EKG	Měření transtorakální impedance
Modul pulsní oxymetrie	Monitorování rytmu
Modul kapnometrie	Hlasová navigace a vizuální nápověda
Modul monitorování NIBP	Pasivní systém uvolnění dýchacích cest
Nastavení hladiny defibrilačního výboje	Zvukový záznam
Volba defibrilační křivky	Self test (automatický test)
	Automatizovaný režim výboje

## 4. Návrh defibrilátoru s hlasovou navigací

Cílem práce je návrh a realizace přístroje pro demonstraci bifázického defibrilačního výboje s nastavením a zpětnovazebním měřením jeho vydatnosti, měřením a zobrazením EKG.

### 4.1 Blokové schéma



Obrázek 9: Blokové schéma defibrilátoru

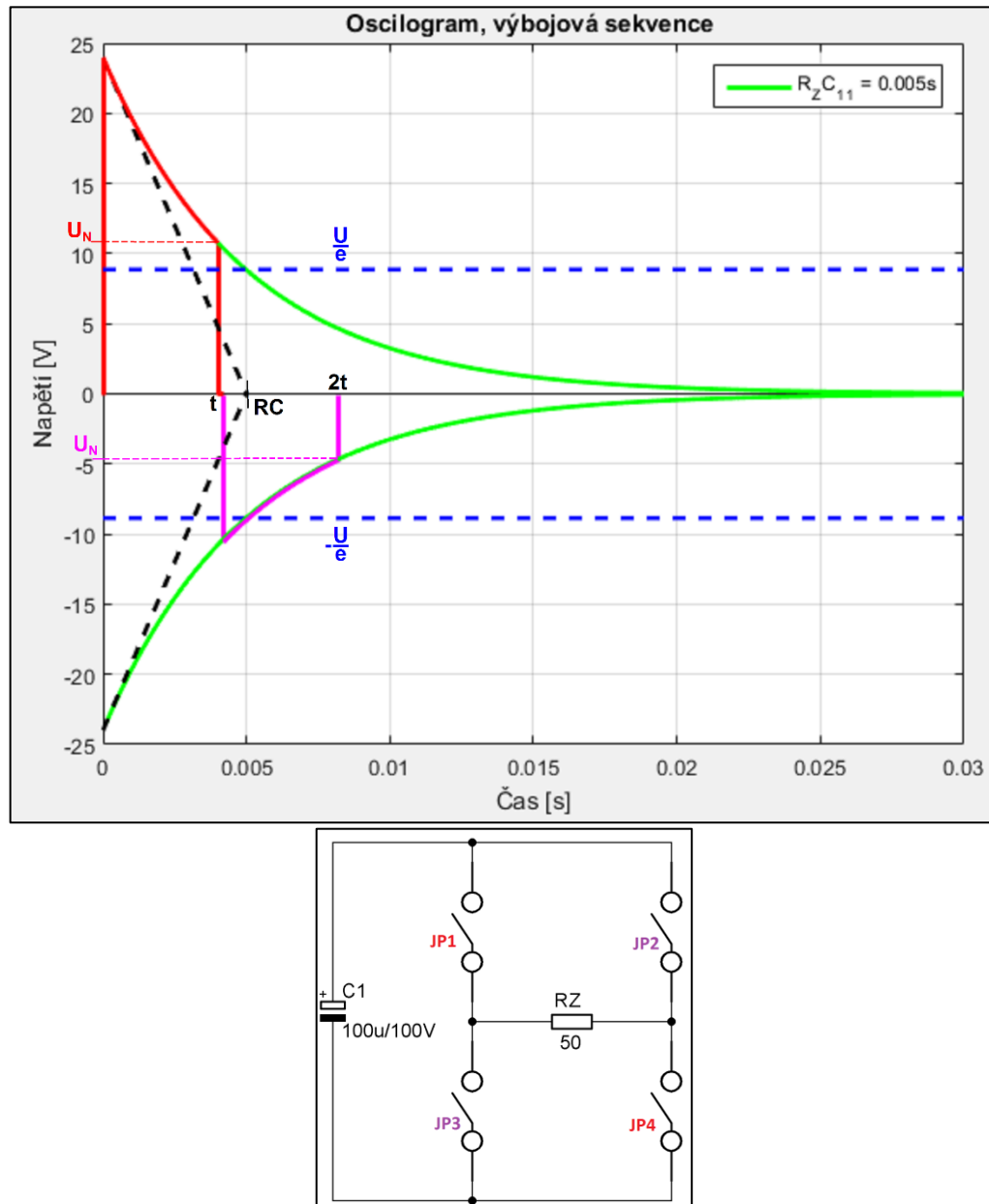
Prvním krokem při sestavování návrhu generátoru defibrilačních impulzů s hlasovou navigací bylo vytvoření blokového schématu viz. Obrázek 9. Blokové schéma se skládá z jednotlivých částí obvodů, které byly jednotlivě otestovány v prostředí simulátoru MULTISIM a stejným postupem se postupovalo při sestavování na nepájivém poli. První částí defibrilátoru je bateriový zdroj. Bateriový napěťový zdroj je složen ze dvou sériově zapojených 12V alkalických baterií. Mikrokontrolér Raspberry Pi 3 je napájen USB<sup>1</sup> adaptérem stejnosměrného napětí 5V. Bateriovým zdrojem napětí 24V je napájen akumulátor energie, který v našem případě představuje kondenzátor  $C_1$ , z kterého je následně čerpána energie pro defibrilační impuls. Uživatel si vybere, jaký defibrilační impuls požaduje využívat a za pomoci rotačního enkodéru s tlačítkem nastaví jeho parametry. Celý proces defibrilace je odstartován manuálním řízením, tedy tlačítkem. Po stisknutí tlačítka je vygenerován časovačem defibrilační impuls, který jde do výkonové části, kde je zesílený na předem přednastavenou hodnotu energie.

<sup>1</sup> USB – Universal Serial Bus (Univerzální sériová sběrnice)



## 4.2 Impulsometrie

Výbojová sekvence bifázického defibrilačního impulsu:



Obrázek 10: Oscilogram výbojové sekvence bifázického impulsu a schéma řízení bifázie pomocí čtyř spínačů.

Na Obrázku 10 je zobrazen oscilogram výbojové sekvence bifázického defibrilačního impulsu. Ve srovnání s monofázickým výbojem, prochází elektrický proud u bifázického výboje přes myokard oběma směry. Na svorkách zátěže se objevuje napětí dvojí polarity, oproti jedné polaritě při monofázickém defibrilačním výboji. Abychom byli schopni měnit směr průchodu elektrického proudu myokardem, využijeme zapojení se čtyřmi spínači, kterému se kvůli podobnosti s písmenem "H" říká H – můstek. Jako spínací prvky využijeme tranzistory. Řízenou kombinací vstupních signálů

přiváděných na spínací prvky lze dosáhnout, že na svorky zátěže  $R_Z$  bude přivedeno napětí z kondenzátoru  $C_{11}$  jedné nebo druhé polaroty. Tím je možné řídit směr defibrilačního impulsu. Při použití H – můstku musíme ošetřit stav, aby nebyly v jeden okamžik sepnuty oba spínací prvky v jednom rameni H – můstku např. JP1 a JP3, aby nedošlo ke zkratu a ke zničení spínacích tranzistorů procházejícím proudem. Za účelem provedení úspěšné bifázické klinické depolarizace je nutné chronologicky správné sepnutí spínacích prvků. Při sepnutí spínacích prvků JP1 a JP4 dojde k depolarizaci myokardu pozitivní fází defibrilační křivky a po sepnutí spínacích prvků JP2 a JP3 dojde k depolarizaci myokardu v negativní fází defibrilační křivky.

Výpočty k výbojové sekvenci bifázického impulsu:

$U_N$  – napětí na konci první a druhé fáze defibrilačního výboje [V]

$U$  – napětí na kondenzátoru  $C_{11}$  [V]

$A$  – defibrilační energie [J]

$C_1$  – kondenzátor pro zásobu defibrilační energie [F]

$R_Z$  – odpor hrudníku pacienta při defibrilačním výboji [ $\Omega$ ]

$t$  – čas doby trvání první fáze defibrilační křivky [s]

$e$  – Eulerovo číslo, základ přirozených logaritmů [–]

$I$  – elektrický proud odporovou zátěží  $R_Z$  [A]

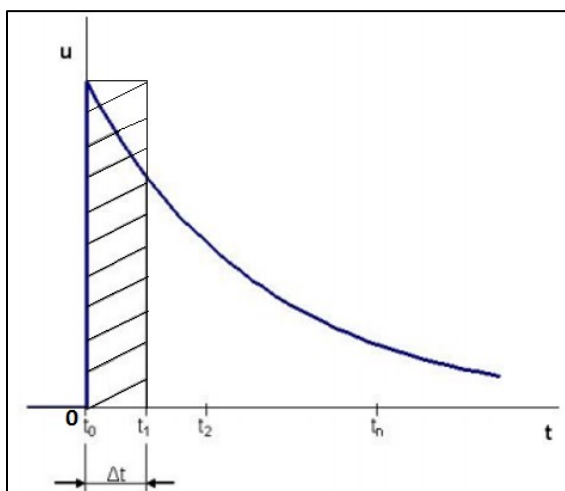
$\Delta t$  – časový úsek 0,001 s

$$U_N = U \cdot e^{-\frac{t}{R_Z C_1}} = 24 \cdot e^{-\frac{0,004}{50 \cdot 100 \cdot 10^{-6}}} = 10,78 \text{ V} \quad (1)$$

$$C_1 = \frac{t}{R_Z \cdot \ln \frac{U}{U_N}} = \frac{0,004}{50 \cdot \ln \frac{24}{10,78}} = 100 \text{ } \mu\text{F} \quad (2)$$

$$A = 0,5 \cdot C_1 \cdot U^2 = 0,5 \cdot 100 \cdot 10^{-6} \cdot 24^2 = 28,8 \text{ mJ} \quad (3)$$

Výpočet defibrilační energie:



Obrázek 11: Metoda grafické integrace.

$$A_{\Delta t} = U \cdot I_{R_Z} \cdot \Delta t = 12 \cdot 0,24 \cdot 0,001 = 2,88 \text{ mJ} \quad (4)$$

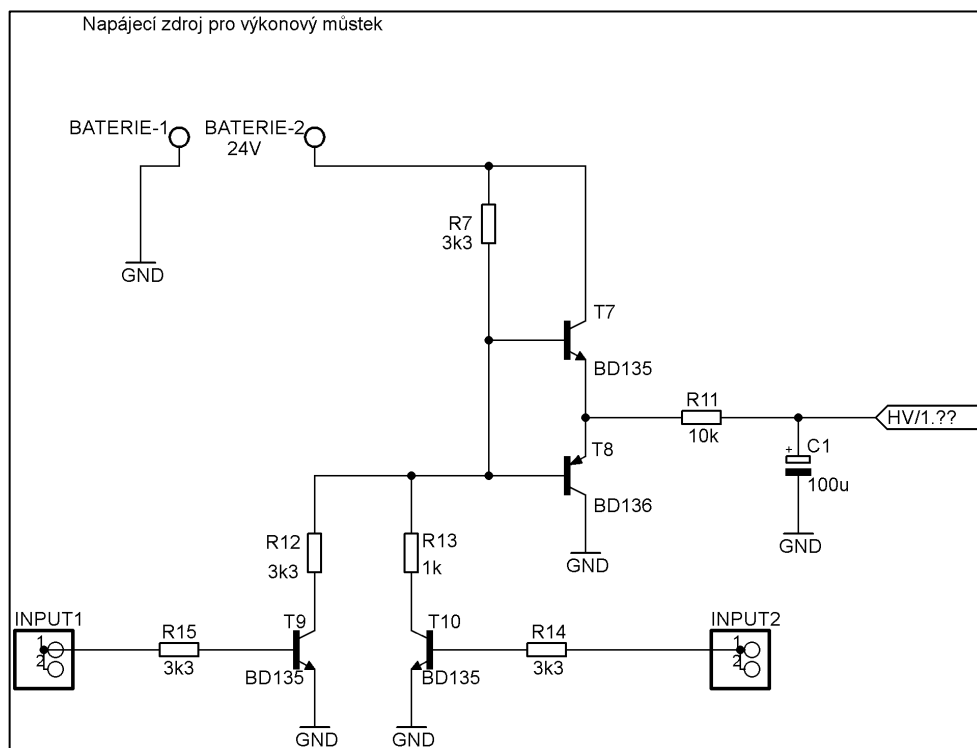
$$I = \frac{U}{R_Z} = \frac{12}{50} = 0,24 \text{ A} \quad (5)$$

$$A_{\Delta t} = \int_{t_0}^{t_1} \frac{U^2}{R} dt = \int_0^{0,001} \frac{12^2}{50} = 2,88 \text{ mJ} \quad (6)$$

## 4.3 Napájecí zdroj pro výkonový můstek

Na Obrázku 12 je navržené schéma zapojení napájecího zdroje pro výkonový můstek. Napájecí zdroj je napájen bateriově 24 V. K napájení výkonového můstku slouží 2 standardní běžně dostupné alkalické bateriové články typu A23. Bateriový článek je v provedení mikrotužkovém s napětím 12 V a s kapacitou 53 mAh.

Kondenzátor  $C_1$  je nabíjen proudem  $I_N$  přes odpor  $R_{11}$ . Kondenzátor  $C_1$  je řízeně nabíjen na předem definované referenční napětí 24 V, 12 V a 6 V, má kapacitu  $100\mu\text{F}$  s maximálním přípustným napětím 100 V. Kondenzátor  $C_1$  představuje zásobník pro energii elektrického pole akumulovanou v nabitém kondenzátoru, která je poté řízeně vybíjena do výkonového můstku. Ve schéma zapojení je napětí, na které je kondenzátor  $C_1$  nabíjen označeno zkratkou HV, tj. z anglického označení High Voltage, jelikož komerčně používané defibrilátory pracují s napětím až 5 kV.



Obrázek 12: Napájecí zdroj pro výkonový můstek.

Kondenzátor  $C_1$  je po připojení bateriového napěťového zdroje nabit na napětí 24 V. Je použitý elektrolytický kondenzátor s kapacitou  $100\mu\text{F}$ . V komerčních defibrilátorech jsou poslední dobou využívány vysokonapěťové tantalové kondenzátory, které jsou určeny přímo pro defibrilátory. Jejich nesmírně velkou předností je, že neztrácejí životnost uchování náboje, pokud nejsou delší dobu používány. Hlavní nevýhodou těchto kondenzátorů je jejich velká pořizovací cena [3]. Tranzistory  $T_9$  a  $T_{10}$  slouží jako spínací prvky. Vstupy INPUT 1 a INPUT 2 jsou připojeny na port GPIO Raspberry Pi. INPUT 1 je připojen na pin portu GPIO20 a INPUT 2 na pin portu GPIO21. INPUT1 a INPUT2 jsou nastaveny na výchozí stav logická 0 (nízká úroveň tzv. LOW), kdy odpovídají zemnění neboli napětí 0 V. Při změně stavu na pinu portu GPIO20 z LOW úrovně na úroveň HIGH (logická 1), dojde

k sepnutí tranzistoru T<sub>9</sub> průchodem protékajícího bázevého proudu I<sub>B15</sub> a kondenzátor C<sub>1</sub> se přebije na poloviční napětí zdroje, tedy 12 V, zároveň vstup INPUT 2 je ve stavu LOW. Při změně stavu na pinu portu GPIO21 z LOW na HIGH, protékající elektrický proud I<sub>B14</sub> sepne tranzistor T<sub>10</sub>, a kondenzátor C<sub>1</sub> se přebije na jednu čtvrtinu napětí zdroje tj. 6 V, zároveň vstup INPUT 1 je ve stavu LOW.

Výpočet bázevého proudu I<sub>B14</sub> a I<sub>B15</sub>:

$$I_{B14} = I_{B15} = \frac{U_{3.3V} - U_{BE}}{R_{14}} = \frac{3.3 \text{ V} - 0.6 \text{ V}}{3300 \Omega} = 0,82 \text{ mA} \quad (7)$$

Výpočet nabíjecího proudu I<sub>N</sub> kondenzátoru C<sub>1</sub>:

$$I_N = \frac{U}{R_{11}} = \frac{24 \text{ V}}{10000 \Omega} = 2,4 \text{ mA} \quad (8)$$

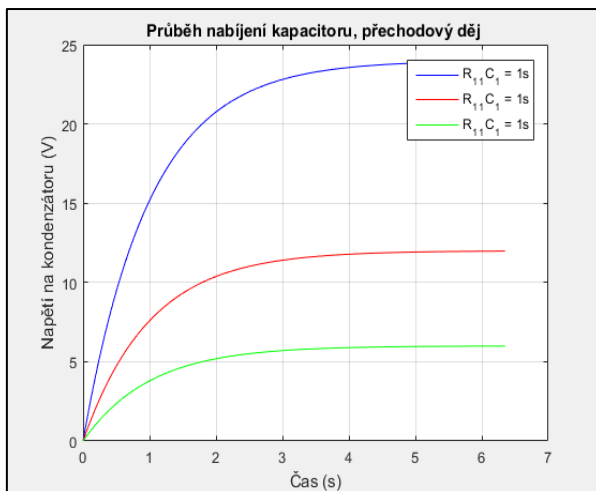
Výpočet časové konstanty obvodu s R<sub>11</sub> a C<sub>1</sub>:

$$\tau = R_{11}C_1 = 10000 \Omega \cdot 100 \cdot 10^{-6} = 1 \text{ s} \quad (9)$$

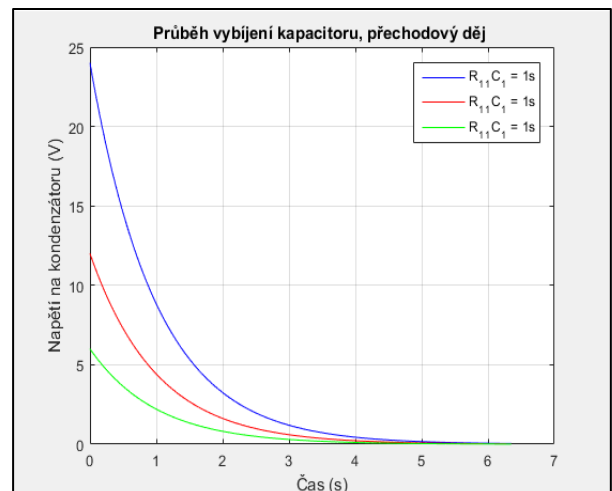
Čas t, za který dosáhne přechodný děj 99% ustáleného stavu, tj. napětí na kondenzátoru C<sub>1</sub> dosáhne 99% ustálené hodnoty napájecího napětí. Výpočet času t:

$$e^{-\frac{t}{\tau}} = 0,01 \Rightarrow t = -\tau \cdot \ln(0,01) = 4,6 \text{ s} \quad (10)$$

Je zřejmé, že čím je časová konstanta τ větší, tím delší dobu bude přechodový děj trvat a tím delší dobu se bude kondenzátor nabíjet. Na Obrázku 13 a 14 jsou oscilogramy zobrazující nabíjení a vybíjení kondenzátoru C<sub>1</sub>.



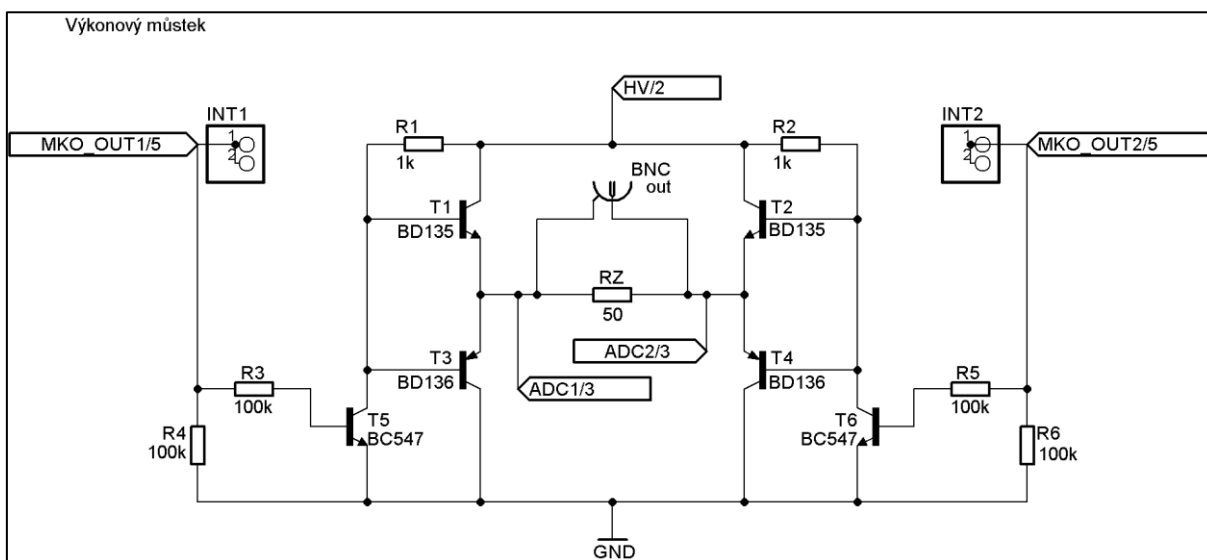
Obrázek 13: Oscilogram nabíjení kondenzátoru C<sub>1</sub> na 3 referenční napětí: 24 V, 12 V a 6 V.



Obrázek 14: Oscilogram vybíjení kondenzátoru C<sub>1</sub> z referenčních hodnot napětí.

## 4.4 Výkonový můstek

Na Obrázku 15 je schéma zapojení výkonového můstku defibrilátoru. Jak je znázorněno na Obrázku 15, výkonový můstek je tvořen tzv. H – můstkovým zapojením, který je určen pro generování bifázického tvaru defibrilačního výboje do defibrilační zátěže. Odpor  $R_Z$  je odporová zátěž připojená k výstupu H – můstku, která simuluje odpor hrudníku pacienta při defibrilačním výboji. HV (High Voltage) je výstupem napěťového zdroje, kterým je nabíjený kondenzátor  $C_1$  a ten je řízeně vybíjen do defibrilační zátěže. V zapojení H – můstku najdeme tranzistory NPN, tak i PNP tranzistory. Řídící sekvence bifázického výboje vychází z řídicích časovačů CD4098 nebo z časovačů Raspberry Pi.



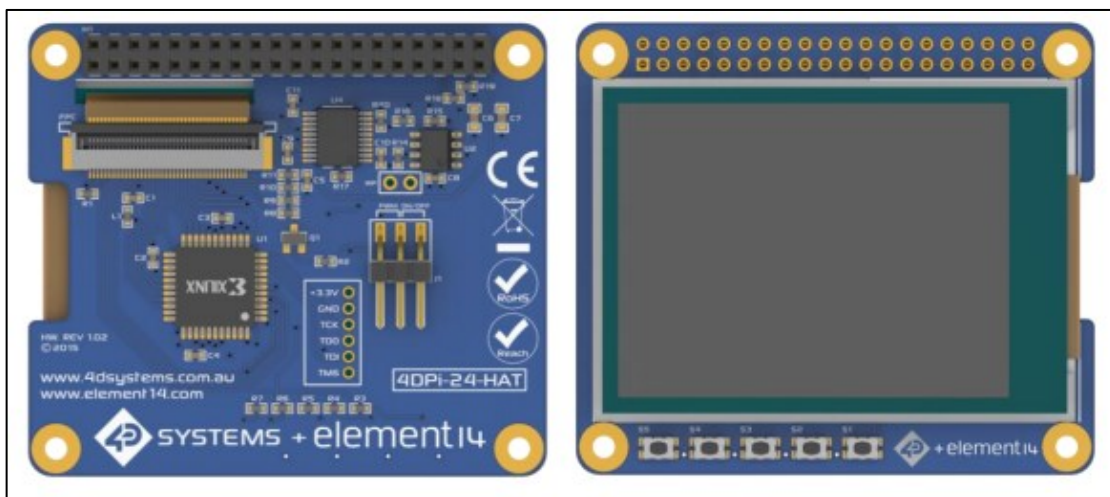
Obrázek 15: Schéma zapojení výkonového můstku.

Vstupy INT1 a INT2 přivádějí výstupní signály z časovačů (MKO\_OUT1 a MKO\_OUT2), které jsou generovány sekvenčním generátorem. Přivedením výstupního signálu časovače  $U_3$  z výstupního pinu 6 (viz Obrázek 30) se proudem do báze tranzistoru otevře tranzistor  $T_5$ . Úbytkem napětí na rezistorech  $R_1$  a  $R_2$ , zařazených mezi bázi a kolektor tranzistorů  $T_1$  a  $T_2$  se otevřou tranzistory  $T_2$  a  $T_3$  a výstupní impuls časovače s dobou trvání  $t_{pos}$  (dobu trvání první fáze, pozitivní fáze 4 ms) prochází defibrilační zátěží kladným směrem. Připojením výstupního signálu časovače  $U_2$  z pinu 6 se otevře tranzistor  $T_6$  a následně i tranzistory  $T_1$  a  $T_4$ . Výstupní impuls časovače  $U_2$  s časovou prodlevou 200  $\mu s$  mezi první fází defibrilačního výboje a druhou fází výboje prochází impuls s dobou trvání  $t_{neg}$  (dobu trvání druhé fáze, negativní fáze 4 ms) defibrilační zátěží opačným tj. záporným směrem. Ze zapojení je zřejmé, že, pokud bychom přivedli napětí zároveň na oba vstupy INT1 a INT2, otevřely by se všechny čtyři tranzistory zároveň a došlo by zkratování HV. Tento zkrat by neprospěl kondenzátoru  $C_1$ , který je napájecím zdrojem H – můstku, a nepochybně by došlo ke zničení tranzistorů v obvodu. V praxi se do obvodů s H – můstkem přidávají k tranzistorům mezi kolektor a emitor ochranné usměrňovací diody, které elektrickému proudu zabrání zničení tranzistorů v obvodu. BNC out je výstupním koaxiálním BNC konektorem připojený do DPS. Při připojení osciloskopické sondy na defibrilační zátěž  $R_Z$  lze prostřednictvím výstupu BNC out měřit plnohodnotné defibrilační napětí výboje na defibrilační zátěži  $R_Z$ . Je potřeba věnovat pozornost, aby nebylo na vstup kanálu osciloskopu přivedeno větší napětí, než je maximální přípustné vstupní napětí osciloskopu. Maximální

vstupní napětí stolních osciloskopů bývá do 400 V Pk-Pk<sup>2</sup>, z tohoto důvodu by nebylo možné měřit defibrilační výboj komerčních defibrilátorů na vstupech kanálů osciloskopů, u kterých dosahují defibrilační výboje napěťových hodnot v řádech jednotek kV. Musel by se využít atenuátor, který by snížil sílu defibrilačního výboje.

## 4.5 Grafický LCD displej

K vizualizaci informací, provádění základních nastavení zařízení, zobrazení měřeného EKG nebo k zobrazení výstupu GUI je defibrilátor vybavený grafickým displejem 4DPi-24-HAT od firmy 4D Systems. 4DPi-24-HAT je 2,4 palcový displej s rozlišením 320x240 pixelů (viz Obrázek 16). Displej se připojuje na GPIO piny Raspberry Pi. Komunikaci mezi 4DPi-24-HAT a Raspberry Pi zajišťuje SPI spojení. Vestavěný procesor interpretuje příkazy a provádí SPI kompresi. Displej je napájen přímo z Raspberry Pi. Typická frekvence snímku je 25 FPS. Ke zprovoznění displeje je potřeba nastavit kernel s povoleným DMA<sup>3</sup> to znamená způsob přímého přenosu dat mezi operačním systémem a vstupně/výstupními zařízeními. Frekvence hodinového signálu SCK SPI komunikace je 48 MHz.



Obrázek 16: Barevný LCD displej 4DPi-24-HAT [2].

V Tabulce 7 jsou vypsány použité piny, které je potřeba připojit k Raspberry Pi pro zprovoznění 4DPi-24-HAT displeje.

Tabulka 7: Použité piny LCD displeje na Raspberry Pi.

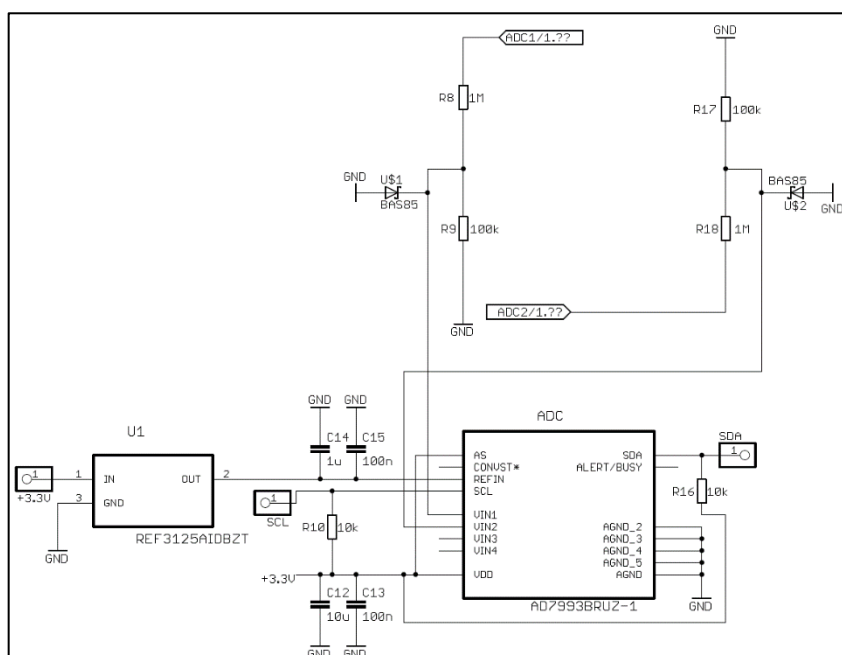
Pin19	MOSI Pin pro SPI
Pin21	MISO Pin pro SPI
Pin23	SCK Clock Pin pro SPI
Pin24	Chip select 4DPi-24-HAT pro SPI
Pin27	I <sup>2</sup> C Data – ID EEPROM Interface
Pin28	I <sup>2</sup> C Clock – ID EEPROM Interface

<sup>2</sup> Pk-Pk – peak-to-peak

<sup>3</sup> DMA – Direct Memory Access (přímý přístup do paměti).

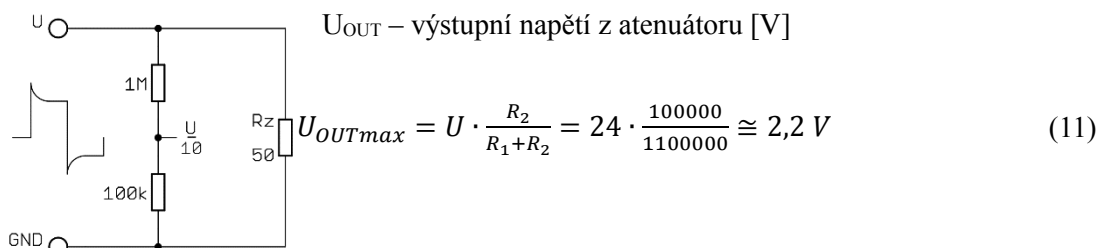
## 4.6 Měřič defibrilační energie

Elektrický obvod pro měření defibrilační energie obsahuje analogově digitální převodník. Na Obrázku 17 je navržený obvod pro měření defibrilační energie defibrilačního impulsu. AD7993 je ADC firmy Analog Devices. Základní parametry AD7993 jsou uvedeny v Tabulce 8. Prostřednictvím sběrnice I<sup>2</sup>C je zajištěna komunikace mezi integrovaným obvodem AD7993 a počítačem Raspberry Pi. Ke sběrnici I<sup>2</sup>C lze přistupovat u Raspberry Pi na pinech 3 a 5. Pin 3 poskytuje signál SDA (Seriál Data Line) a pin 5 signál SCL (Seriál Clock). Tyto piny jsou připojeny k pull up rezistorům, kterými je Raspberry Pi vybaven. Přístup k funkcím sběrnice I<sup>2</sup>C tedy nevyžaduje žádné externí rezistory. Z důvodu umožnění komunikace s jiným procesorem nebo zařízením než je Raspberry Pi, jsou v obvodu navrženy dva pull up rezistory R<sub>10</sub> a R<sub>16</sub>, které nejsou na DPS osazeny.



Obrázek 17: Obvod pro měření defibrilační energie impulsu.

U defibrilačního výboje měříme napětí U atenuátorem (viz Obrázek 18). K defibrilační zátěži R<sub>Z</sub> jsou zapojeny dva napěťové děliče pro měření kladné a záporné výbojové sekvence defibrilačního výboje.



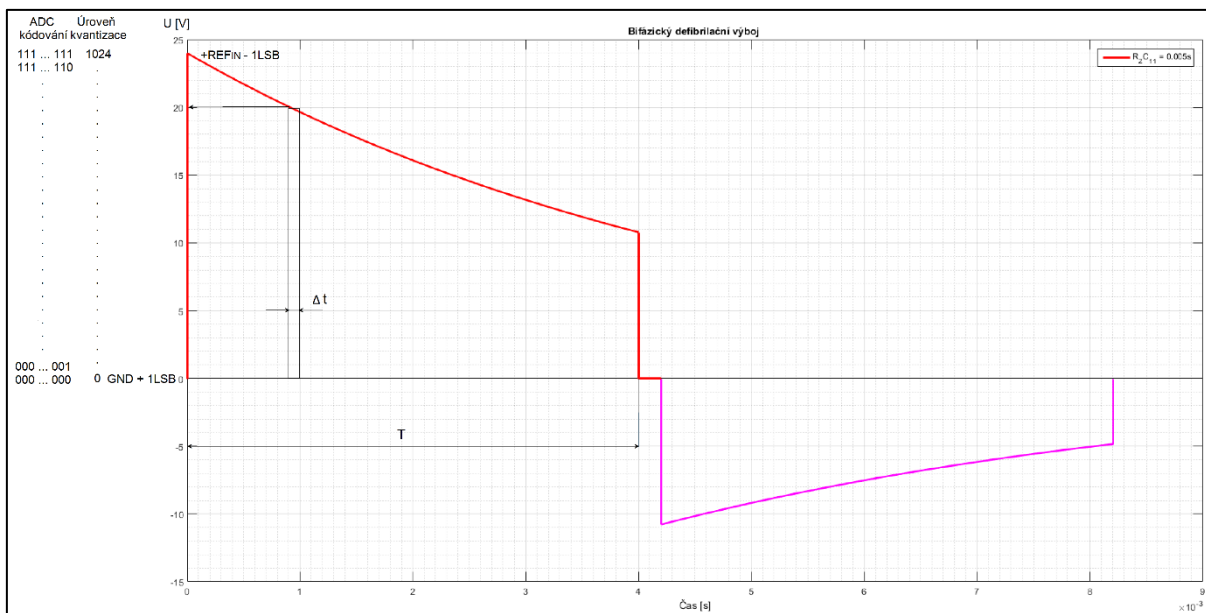
Obrázek 18: Atenuátor.

K ochraně analogových vstupů ADC proti přepětí jsou použity Schottkyho diody. Schottkyho dioda je reverzně orientovaná a umístěna mezi výstup atenuátoru a GND. AD7993 vyžaduje použití externí napěťové reference. Tato reference může mít rozsah od 1,2 V do napájecího napětí  $V_{DD}$  AD7993. K napájení referenčního napětí AD7993 je použita napěťová reference od firmy Texas Instruments REF3125 s výstupním referenčním napětím 2,5 V.

Tabulka 8: Parametry ADC7993.

AD7993	Napájení V <sub>DD</sub>		Rozlišení (bity)	Pracovní teplota	Počet vstupních analogových kanálů
	2,7 V – 5,25 V				
			10 bit	-40°C – +125°C	4
	Vzorkovací frekvence	Komunikační rozhraní	Druh pouzdra	Doporučená externí reference REF <sub>IN</sub>	
	188 kSPS	I <sup>2</sup> C, seriové	TSSOP	1,2 V až V <sub>DD</sub>	
	Analogový vstup, vstupní rozsah napětí [V]	Maximální vstupní proud na vstupech	Analogový vstup, napětí k GND	Architektura	
	0 až REF <sub>IN</sub>	±10 mA	−0,3 V až V <sub>DD</sub> + 0,3 V	SAR <sup>4</sup>	

ADC převede spojitý elektrický defibrilační impuls na diskretní posloupnost vzorků signálů vybraných v pravidelných časových intervalech.



Obrázek 19: Vzorkování, kvantizace a kódování analogového defibrilačního impulsu.

<sup>4</sup> SAR – ADC s postupnou aproximací



## Převodní funkce ADC AD7993

Defibrilační výboj je vzorkován v pravidelných intervalech  $\Delta t$ . Amplituda každého vzorku je kvantována do jedné z  $2^B$  úrovní, kde B je počet bitů ADC. Výstupem kódování AD7993 je binární kód.

$\Delta t$  – perioda vzorkování, vzdálenost mezi dvěma měřeními

T – interval pozorování, doba měření úseku defibrilačního výboje

B – počet bitů ADC

Velikost LSB<sup>5</sup> AD7993:

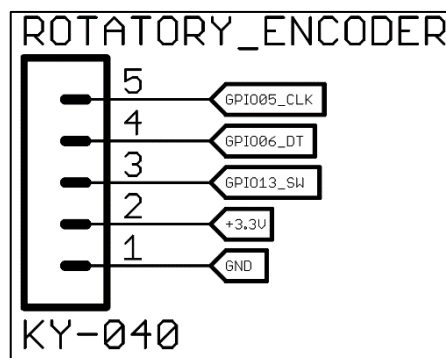
$$LSB = \frac{REF_{IN}}{2^B} = \frac{2,5}{2^{10}} = \frac{2,5}{1024} = 2,44 \text{ mV} \quad (12)$$

### Registr s převedenými výsledky

Registr s převedenými hodnotami je 16 bitový registr pouze ke čtení. Výsledek konverze se z ADC ukládá do přímého binárního formátu. První byte výsledné konverze obsahuje Alert Flag bit, zero bit, dva identifikační bity kanálů, které označují, který kanál odpovídá výsledku konverze. Dále následuje výsledek konverze, první bit je MSB.

## 4.7 Ovládací prvek defibrilátoru

Defibrilátor s hlasovou navigací je ovládán rotačním enkodérem s tlačítkem. Rotační enkodér je jednoduchý ovládací prvek, který umožňuje s maximální přesností nastavit polohu otáčení a tak nastavit přesně požadovanou hodnotu. Výhoda oproti potenciometru spočívá v přesnosti, každý krok představuje mechanické poskočení o zoubek vpřed nebo vzad, tím je docíleno velmi přesné nastavení kroků. Inkrementace probíhá do nekonečna, to znamená, kolik otáček potřebuje rotační enkodér udělat, tolik jich vykoná. Obsahuje i tlačítko, stiskem se může například potvrdit, uložit nastavenou hodnotu nebo stiskem tlačítka se může vrátit na předchozí hodnotu. Enkodér pracuje s napětím 3,3 V a 5 V. Enkodér generuje dva obdélníkové průběhy fázově posunuté o 90°. Při jedné hraně jednoho průběhu čteme stav druhého signálu a podle toho, jestli je v log0 nebo log1 přičítáme nebo odečítáme. Na Obrázku 20 je připojení rotačního enkodéru k GPIO Raspberry Pi.



Obrázek 20: Schéma připojení enkodéru k Raspberry Pi.

<sup>5</sup> LSB – nejméně významný bit

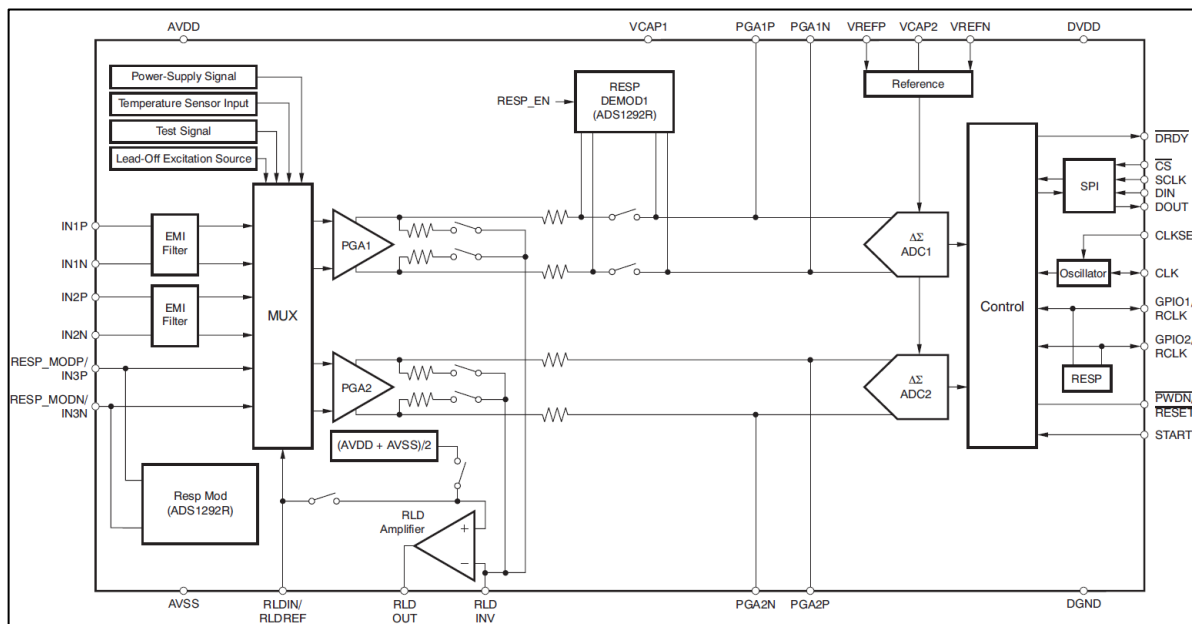
## 4.8 Modul pro měření EKG

Pro snímání elektrické aktivity srdce byl vybrán nízkovýkonový integrovaný analogový front end, který je určen pro biopotenciálové měření. Obsahuje vícekanálový 24 bitový analogově digitální převodník typu sigma – delta s vestavěným programovatelným zesilením. V Tabulce 9 jsou vypsané základní parametry IO ADS1292.

Tabulka 9: Vybrané parametry ADS1292.

IO	Napájení [V]		Příkon	Pracovní teplota	Počet kanálů
	Analog	Digital			
ADS1292	2,7 V – 5,25 V	1,7 V – 3,6 V	335 $\mu$ W/kanál	-40°C – 85°C	2
	<b>Data rate ADC</b>	<b>Komunikační rozhraní</b>		<b>CMRR</b>	<b>ADC</b>
	125 SPS – 8 kSPS	SPI		-105 dB	24 bit, delta – sigma

Integrovaný obvod ADS1292 se využívá pro měření v lékařské přístrojové technice. Je součástí patientských monitorů, EKG, AED a v telemedicině. Dále je aplikován ve sportovním odvětví, kde se využívá pro měření srdeční tepové frekvence, respirace a EKG. Blokové schéma ADS1292 je zobrazeno na Obrázku 21. Obvod disponuje malou spotřebou, proto je vhodný pro potřeby bateriově napájených zařízení [14].

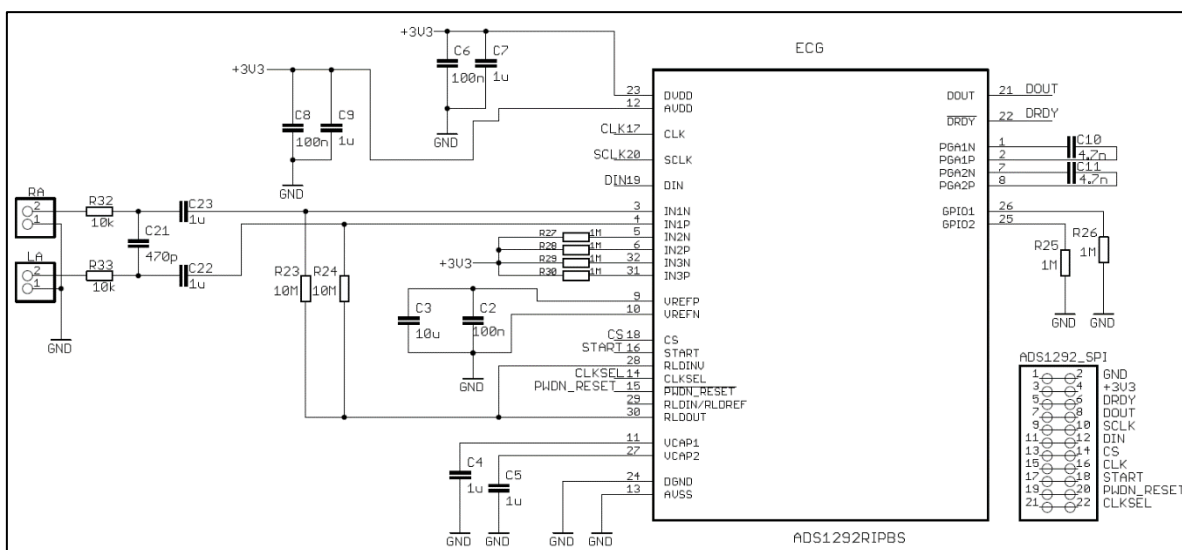


Obrázek 21: Blokové schéma ADS1292 **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**

Zařízení ADS1292 umožňuje uživateli volbu dvou hodnot interní napěťové reference 2,42 V nebo 4,033 V. Interní oscilátor generuje hodinový signál o frekvenci 512 kHz. Napájení pravou nohou RLD umožňuje uživateli zvolit průměr z jakékoliv kombinace elektrod k napájení pacienta tímto signálem [14].

Mikroprocesor komunikuje s IO ADS1292 pomocí periferního rozhraní SPI.

Na Obrázku 22 je znázorněno navržené zapojení obvodu pro měření jednosvodového EKG.



Obrázek 22: Zapojení obvodu pro měření EKG.

Na vstupech kanálů 1 a 2 pro měření biopotenciálů je zapojen RC filtr, který působí jako filtr proti elektromagnetickému rušení (EMI). Dále vstupech kanálů 1 a 2 implementován filtru typu horní propust k potlačení stejnosměrné složky [14].

### Programovatelný zesilovač a vstupní rozsah

PGA<sup>6</sup> je zesilovač s diferenčním vstupem nebo výstupem. PGA má sedm nastavitelných hodnot zesílení (1, 2, 3, 4, 6, 8 a 12). Zesílení lze nastavit v registru CH1SET a CH2SET. Výstup PGA je filtrován RC filtrem předtím, než jde do ADC. Filtr je tvořen z interního rezistoru o hodnotě 2 kΩ a externího kondenzátoru, který se musí k obvodu připojit externě. Jeho hodnota je typicky 4,7 nF a je připojen k obvodu na analogové výstupy PGA1 a PGA2. Filtr funguje jako anti-aliasingový filtr s šířkou pásma -3dB 8,4kHz. Filtr také potlačuje zářez na výstupu PGA způsobený ADC vzorkováním. Jestliže se vstupní kanál využívá pro měření dýchání, doporučuje se externí kondenzátor s hodnotou 4,7 nF a měl by být na DPS umístěn co nejbližší u vývodů PGA1 a PGA2 z důvodu minimalizace parazitní kapacity a nedošlo ke zhoršení CMRR [14].

<sup>6</sup> PGA – programmable gain amplifier (programovatelný zesilovač)

## Multiplexor

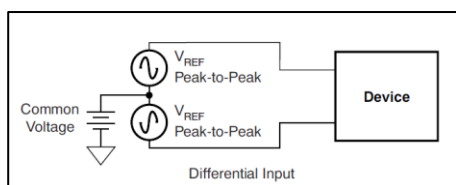
Vstupní multiplexory obvodu ADS1292 jsou velmi flexibilní a poskytují možnosti v přepojování signálů. Testovací signály jsou stejné pro kanál 1 a kanál 2. Diferenciální analogové vstupy INP<sup>7</sup> a INN<sup>8</sup> jsou od sebe oddělené, toto je důležité pro samotné zařízení a provádění kalibrace a konfigurace. Nastavení přepínačů pro jednotlivý kanál se provádí zápisem příslušných hodnot do registru CH1SETa CH2SET [14].

## Měření napájecích napětí

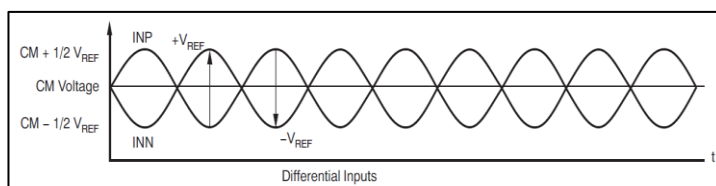
Nastavením registru CHnSET[3:0] na hodnotu bitu 0011 může uživatel měřit hodnotu analogového (AVDD) a digitálního (DVDD) napájecího napětí. K měření AVDD a DVDD je nutné, aby zesílení PGA bylo nastaveno na hodnotu 1 z důvodu eliminace saturace zesilovače [14].

## Analogový vstup

Analogový vstup obvodu ADS292 je plně diferenční, napětí lze měřit diferenčně. Pro optimální výsledky je doporučeno použít konfiguraci pro diferenční způsob měření, které poskytuje odolnost proti rušení. Diferenční zesilovač má dva vstupy (invertující a neinvertující). K přenosu biologické informace jsou nutné dva vodiče. První vodič je připojený na invertující větev zesilovače, druhý vodič do neinvertující větve zesilovače. Biologickou informaci nese rozdíl napětí mezi oběma vodiči. Do těchto dvou vodičů k biopotenciálového měření proniká rušení ve stejné fázi. Biologickou informaci nese rozdíl napětí mezi oběma vodiči, rušení souhlasné složky se v ideálním případě odečte a zesílí se zesílení rozdílové složky. Proto vyžadujeme od rozdílového zesilovače co největší činitel potlačení souhlasného signálu (CMRR). Při nastavení PGA=1 může se rozdíl napětí (INP – INN) diferenčního vstupu pohybovat v mezích od  $-U_{REF}$ <sup>9</sup> do  $+U_{REF}$ <sup>10</sup>. Absolutní rozsah hodnot napětí proti zemi na každém z vodičů INP a INN musí být v rozmezí AVSS – 0,3 V a AVDD<sup>11</sup> + 0,3 V. Souhlasné napětí u rozdílového zesilovače je v tomto případě dáno polovinou rozdílu napětí na obou vodičích  $= \frac{U_{INP} + U_{INN}}{2}$ . Všimněte si, že INP a INN jsou posunuté fázově o 180° při diferenčním měření (viz Obrázek 24). Na Obrázku 23 je schéma zapojení diferenčního způsobu měření IO ADS1292 [14].



Obrázek 23: Diferenciální způsob měření s ADS1292 **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů..**



Obrázek 24: Průběh vstupů při diferenčním měření **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů..**

<sup>7</sup> INP – diferenční analogový negativní vstup

<sup>8</sup> INN – diferenční analogový pozitivní vstup

<sup>9</sup> -  $U_{REF}$  – Negativní vstup reference napětí (GND)

<sup>10</sup> +  $U_{REF}$  – Pozitivní vstup/výstup reference napětí.

<sup>11</sup> AVDD, AVSS – AVDD analogové napájení, AVSS zem (GND) analogového napájení

## ADC sigma-delta

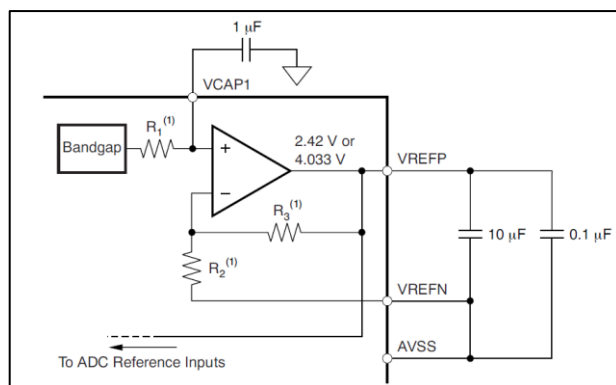
Každý kanál ADS1292 má 24bitový sigma-delta AD převodník. ADC používá modulátor druhého řádu pro nízkou spotřebu energie aplikacemi. Modulátor vzorkuje vstupní signál frekvencí  $f_{MOD} = \frac{f_{CLK}}{4}$  nebo  $f_{MOD} = \frac{f_{CLK}}{16}$ , která lze nastavit v bitu CLK\_DIV registru LOFF\_STAT. V obou případech, vzorkovací hodiny  $f_{MOD}$  mají typickou hodnotu 128 kHz. Výchozí hodnota externích hodin  $f_{CLK}$  je 512 kHz. Sigma-delta ADC pracuje na kmitočtu vyšším, než je frekvenční rozsah vstupního signálu. Výkon šumu se rozloží do většího kmitočtového pásma  $f_{MOD}/2$ . Obvod ADS1292 má integrovaný digitální decimační filtr, který se využívá pro filtrování šumu na vyšších kmitočtech, zároveň slouží jako anti-aliasing filtr. Tato vlastnost sigma-delta ADC snižuje složitost analogových anti-aliasingových filtrů, které jsou zpravidla nutné ke splnění Nyquistova kritéria u ADC [14].

## Digitální decimační filtr

Digitální decimační filtr přijímá výstup ADC, provádí decimaci výstupního datového toku a potlačuje šum na vyšších kmitočtech. Změnou decimation ratio (decimačního poměru) můžeme ovlivnit rozlišení a velikost datového toku na výstupu. Každý kanál ADS1292 obsahuje digitální sinc filtr dolní propust třetího řádu. Decimační poměr sinc filtru můžeme nastavit bitem DR v registru CONFIG1. Toto nastavení platí pro oba kanály ADS1292. Decimační poměr ovlivňuje celkovou rychlost přenosu dat z ADC. Při nastavení výstupní decimace 256 čipu ADS1292, potom ze vzorkovací frekvence modulátoru 128 kHz vznikne datový tok 500 SPS (vzorku za sekundu) [14]**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**

## Napět'ová reference

Na Obrázku 25 je zapojení interní napět'ové reference obvodu ADS1292. Referenční napětí je generováno k analogové zemi AVSS. VREFN (analogový vstup) musí být spojen s AVSS.



Obrázek 25: Interní napět'ová reference IO ADS1292 [14].

Kondenzátor C4 připojován externě slouží k omezení šířky pásma šumu vznikající v bloku napět'ové reference. Při použití AVDD 3V musí být interní reference nastavena na hodnotu 2,42 V. Nastavení se provádí v registru CONFIG2 bitem VREF\_4V. Výchozí nastavení je 2,42 V [14].

## Zdroj hodinového signálu

Obvod ADS1292 poskytuje pro generování hodinového signálu  $f_{CLK}$  využití interního nebo externího oscilátoru. Interní hodiny jsou ideální pro bateriový provoz zařízení. Ke generování hodinového signálu  $f_{CLK}$  interním oscilátorem, je využitý oscilátor o frekvenci 512 kHz. Volba zdroje hodinového signálu se provádí prostřednictvím pinu CLKSEL nastavením registru CONFIG2. V našem zapojení je použit interní hodinový signál  $f_{CLK} = 512 \text{ kHz}$ . Nastavením bitu CLK\_EN v registru CONFIG2 se provádí zapnutí nebo vypnutí hodin na výstup pinu CLK. Modulátor musí být taktován frekvencí  $f_{MOD}$  128 kHz bez ohledu na externí frekvenci hodin. Volba vyšší frekvence vede, k poskytnutí provozu SPI při vyšších rychlostech [14].

## Datový formát

Data jsou kódována ve dvojkovém doplňku. Při přenosu 24 bitů z každého kanálu ADS1292 je první bit MSB<sup>12</sup>. LSB<sup>13</sup> je dán rovnicí  $LSB = \frac{U_{REF}}{2^{23}-1}$  [14].

## Rozhraní SPI

Sériové rozhraní SPI se skládá ze čtyř signálů: DIN, DOUT, SCLK a  $\overline{CS}$ . Přes rozhraní SPI je možné, číst výsledky ADC převodu, číst a zapisovat do registrů a kontrolovat funkci obvodu ADS1292. Digitální výstup  $\overline{DRDY}$  se používá jako stavový signál, který upozorňuje, že data jsou připravena. Nízká hodnota výstupu  $\overline{DRDY}$  indikuje, že jsou připravena nová data [14].

## Chip Select ( $\overline{CS}$ )

Mikrokontrolér určí za pomoci  $\overline{CS}$  zařízení, se kterým prostřednictvím SPI bude komunikovat.  $\overline{CS}$  musí po celou dobu sériové komunikace zůstat v logické 0. Po skončení komunikace je nutné počkat alespoň čtyři nebo více cyklů  $t_{CLK}$  před změnou úrovně signálu do logické 1. Po přechodu  $\overline{CS}$  do úrovně logické 1 nastane reset sériového rozhraní signály SCLK a DIN jsou ignorovány a signál DOUT vstoupí do stavu vysoké impedance. Signál  $\overline{DRDY}$  prohlásí, kdy konverze dat je úplná, bez ohledu na to, jestli je  $\overline{CS}$  ve stavu logická 0 nebo 1 [14].

## Hodinový signál SCLK

Hodinový signál SCLK je určený k časování komunikace SPI. SCLK se používá k posunu příkazů do zařízení a k posunu dat ven ze zařízení. S každou hranou SCLK je obsah vnitřního posuvného datového registru posunut o jeden bit. U jednoho zařízení je minimální potřebná rychlost SCLK závislá na počtu kanálů, počtu bitového rozlišení a rychlosti výstupu dat. V případě obvodu ASD1292 v režimu 500 SPS (2 kanály, 24bitové rozlišení), je minimální rychlost SCLK přibližně 36 kHz. Během čtení nebo zápisu do registrů ADS1292 může být kmitočet SCLK maximálně dvojnásobný kmitočtu hodinového signálu  $f_{CLK}$ . Jestliže požadujeme SPI rozhraní rychlejší, je nutné použít externí zdroj  $f_{CLK}$  [14].

---

<sup>12</sup> MSB – bit s nejvyšší vahou

<sup>13</sup> LSB – bit s nejnižší vahou

## Data Input (DIN)

DIN je sériový vstup dat. DIN se používá společně s SCLK ke komunikaci řídicího obvodu s obvodem ADS1292. Pomocí signálu DIN řídící mikrokontrolér posílá do ADS1292 příkazy nebo hodnoty určené k zápisu do vnitřních registrů. Data se zapisují do registru se sestupnou hranou signálu SCLK [14].

## Data Output (DOUT)

DOUT je sériový výstup dat. Data jsou z vnitřního posuvného registru posouvána na výstup DOUT s náběžnou hranou SCLK. Je-li  $\overline{CS}$  v úrovni logické 1, DOUT je ve stavu vysoké impedance [14].

## Čtení dat

Čtení dat z ADS1292 jde dvěma způsoby. Data lze číst jednorázově nebo kontinuálně. Pomocí příkazu RDATA lze data číst jednorázově z výstupu DOUT. Přes příkaz RDATAc jde obvod nastavit do režimu kontinuálního čtení dat, bez nutnosti posílání příkazu před každým čtením. Se sestupnou hranou signálu  $\overline{DRDY}$  jsou data uložena do výstupního registru a sériově poslána na výstup DOUT. MSB je první poslaný bit s náběžnou hranou signálu SCLK.  $\overline{DRDY}$  se vrací do logické úrovně 1 s první sestupnou hranou SCLK. DIN by měl zůstat v logické 0 po celou dobu čtení dat [14].

## Data Ready ( $\overline{DRDY}$ )

$\overline{DRDY}$  je digitální výstup. Když je signalizována logická 0, obvod indikuje, že jsou připravena nová data. Signál  $\overline{CS}$  nemá vliv na signál  $\overline{DRDY}$ . Podle nastavení módu čtení dat se mění chování signálu  $\overline{DRDY}$  [14].

## GPIO

ADS1292 má dva digitální vstupy/výstupy. Jestliže nejsou GPIO využívány, měly by být vztaženy k DGND se sériovým rezistorem.

## Power-Down and Reset ( $\overline{PWDN}/\overline{RESET}$ )

Signály Power-Down a reset sdílí jeden pin. Existují dva způsoby jak resetovat obvod ADS1292. Zařízení je resetováno (dojde k nastavení obvodu do počátečního stavu), když  $\overline{PWDN}/\overline{RESET}$  přejde z logické 1 do logické 0. Všechny registry musí být znovu nastaveny při přechodu zpět do aktivního režimu. Další možností, jak resetovat ADS1292, je zaslat příkaz RESET. Kompletní inicializace konfiguračních registrů a start převodu trvá 18 hodinových cyklů  $t_{CLK}$ . Interní reset digitálního filtru je automaticky proveden, když hodnoty registrů jsou nastaveny na novou hodnotu příkazem WREG [14].

## START

Aby mohl být spuštěn převod, je nutné nastavit signál START do hodnoty logické 1 nebo použít příkaz START k zahájení konverze. Jestliže je signál START v logické 0 nebo nebyl odeslán příkaz START, převod je zastaven a ADS1292 neindikuje přítomnost signálu  $\overline{DRDY}$  (nových dat). Pokud je ke spouštění převodu používán příkaz START, měl by být držen v logické 0. Obvod ADS1292 má dva režimy řízení převodu: single shot a kontinuální režim. Mód se nastavuje v registru CONFIG1 [14].

### Setting Time (doba ustálení $t_{SETTLE}$ )

Doba ustálení  $t_{SETTLE}$  je čas potřebný pro ADC k plnému ustálení dat na výstup, když se signál START změnil v logickou 1. Se změnou signálu START v logickou 1, se zároveň změní signál  $\overline{DRDY}$  v logickou 1. Data jsou připravená s následující sestupnou hranou signálu  $\overline{DRDY}$ . Doba ustálení závisí na hodinovém signálu  $f_{CLK}$  a decimálním poměru v nastavení registru CONFIG1 [14].

### Kontinuální režim měření

Převod je zahájen, když signál START je v logické 1 nebo příkazem START. Po spuštění převodu přejde výstup  $\overline{DRDY}$  do logické 1. Jestliže jsou data připravena,  $\overline{DRDY}$  přejde do logické 0. Převod pokračuje donekonečna, dokud nepřejde signál START do logické 0 nebo se nezašle příkaz STOP. K zachování kontinuálního režimu měření je signál START trvale vázán k logické 1. Kontinuální režim měření je nastaven na výchozí měřicí režim bitem 7 v registru CONFIG1 [14].

### Řídící příkazy SPI

Příkazy mívají délku jeden byte, s výjimkou registru pro čtení a zápis do registru, které vyžadují druhý příkazový byte navíc, poté první byte uvádí počáteční adresu a druhý počet registrů, dále následují samotná data.  $\overline{CS}$  musí zůstat v logické 0 po celou dobu posílání příkazu (zejména pro více bytové příkazy) [14].

### Systémový příkaz WAKEUP

Pomocí příkazu WAKEUP jde opustit režim nízké spotřeby STANDBY mód. Je vyžadován čas 10 ms po odeslání příkazu k odchodu z STANDBY módu po první sestupnou hranu signálu  $\overline{DRDY}$ . Příkaz k odchodu ze STANDBY módu lze zaslat kdykoliv. Jakýkoliv následující příkaz musí být zaslán po uplynutí doby alespoň 4  $t_{CLK}$  cyklů [14].

### Systémový příkaz STANDBY

Pomocí příkazu STANDBY se vstoupí do režimu nízké spotřeby. Všechny části obvodu jsou vypnuty, kromě části s referencemi. Příkaz k přechodu do STANDBY módu lze zaslat kdykoliv. Po příkazu STANDBY by neměl následovat žádný jiný příkaz, než příkaz pro WAKEUP [14].

### Systémový příkaz RESET

Pomocí příkazu RESET se provede nastavení digitálních filtrů do výchozích hodnot. Zároveň se hodnoty všech registrů nastaví do počátečních hodnot. Příkaz k resetování registrů lze použít kdykoliv. Provedení příkazu RESET trvá 9 cyklů  $f_{MOD}$ . Během této doby nesmí být zaslán žádný jiný příkaz [14].

### Systémový příkaz START

Pomocí příkazu START začne převod dat ADC. Jestliže se provádí spouštění převodu příkazem, musí být signál START v logické 0. Jestliže je převod v průběhu, nemá posílání příkazu START žádný efekt. Jestliže je příkaz START okamžitě následován příkazem STOP, musí být minimální interval mezi příkazy START a STOP 4 cykly  $t_{CLK}$  [14].



## Systémový příkaz STOP

Pomocí příkazu STOP se zastaví převod dat. Po odeslání příkazu STOP je aktuální převod dokončen, a dojde k zastavení ADC. Jestliže neprobíhá převod, nemá odeslání příkazu STOP žádný efekt [14].

## Systémový příkaz OFFSETCAL

Pomocí příkazu OFFSETCAL se zruší offset kanálu. Před použitím příkazu OFFSETCAL musí být v registru RESP2 nastaven bit CALIB\_ON na hodnotu 1. Kalibrace musí být provedena po každé změně nastavení PGA [14].

## Datový příkaz RDATAAC

Pomocí příkazu RDATAAC se nastavuje obvod ADS1292 do módu kontinuálního čtení dat. Příkaz je odeslán pouze jednou a poté s každou sestupnou hranou signálu  $\overline{DRDY}$  jsou nová data rovnou umístěna do výstupního registru a odeslána. Při zapnutí zařízení je obvod nastaven na výchozí nastavení kontinuálního čtení dat. Mód kontinuálního čtení je zrušen pomocí příkazu SDATAC. Jestliže je zařízení v módu kontinuálního čtení dat, nesmí být mezitím odeslán žádný jiný příkaz. Mezi příkazem RDATAAC a SDATAC by měl být interval alespoň 4 hodinové cykly  $t_{CLK}$ . Okolo sestupné hrany signálu  $\overline{DRDY}$  je interval 4 cyklů  $t_{CLK}$ , ve kterém nesmí být příkaz SDATAC odeslán. K získávání dat z ADS1292 je po zpracování příkazu potřebné odeslat příkaz START nebo nastavit START do logické 1, která zahájí činnost ADC [14].

## Datový příkaz SDATAC

Pomocí datového příkazu SDATAC se zastaví kontinuální čtení dat. Před odesláním dalšího příkazu je nutné počkat nejméně 4 cykly  $t_{CLK}$  [14].

## Posílání příkazů delších než je jeden byte

Sériové rozhraní obvodu dekoduje příkazy po bytech. Dekódování a provedení příkazu trvá 4 cykly  $t_{CLK}$ . V případě odesílání příkazu delších než je jeden byte, je nutné tuto dobu dodržet mezi koncem jednoho bytu a následujícím. Jestliže je obvod ADS1292 taktován CLK o frekvenci 512 kHz, pak časový interval 4  $t_{CLK}$  je 7,8125  $\mu s$ . Mezi posíláním více bytů je nutné vložit časové zpoždění, aby konec dalšího bytu dorazil později o  $4t_{CLK}=7,8125 \mu s$  a obvod měl dostatek času na dekodování bytu předchozího [14].

## Čtení z registru (RREG)

Pomocí příkazu RREG lze číst data z registrů. Příkaz pro čtení registrů má délku dva byty, po něm následuje výstup registrů (samotná data). První byte obsahuje operační kód a adresu počátečního registru. Druhý byte specifikuje počet registrů ke čtení -1.

První byte "001r rrrr": začíná 001, kde "r" je pěti bitová adresa počátečního registru.

Druhý byte "000n nnnn": začíná 000, "n" je pět bitů, které určují celkový počet registrů ke čtení -1.

MSB prvního registru se objeví na sériovém výstupu dat DOUT se sedmnáctou vzestupnou hranou signálu SCLK. Jestliže ADS1292 pracuje v kontinuálním čtení dat, musí se nejdříve odeslat příkaz SDATAC, než může být odeslán příkaz RREG. Signál  $\overline{CS}$  musí být po celou dobu čtení v logické 0. Příkaz WREG může být vydán kdykoliv [14].

## **Zápis do registru (WREG)**

Pomocí příkazu WREG lze zapisovat data do registru. Signál  $\overline{CS}$  musí být po celou dobu zápisu v logické 0. Příkaz WREG se skládá ze dvou bytů. První byte obsahuje operační kód a adresu počátečního registru. Druhý byte specifikuje počet registrů ke čtení -1.

První byte "010r rrrr": začíná 001, kde "r" je pěti bitová adresa počátečního registru.

Druhý byte "000n nnnn": začíná 000, "n" je pět bitů, které určují celkový počet registrů ke čtení -1.

Příkaz WREG může být vydán kdykoliv.

## **EKG funkce obvodu ADS1292**

### **Vstupní multiplexor (přepojování RLD<sup>14</sup> signálu)**

Vstupní multiplexor má speciální funkci EKG, to je napájení pravou nohou. Signál RLD je k dispozici na vývodu pinu RLDOUT. Tento signál může být přiveden přímo nebo přes filtr na vstup RLDIN. Tento RLDIN signál může být multiplexován do jakýchkoliv vstupních elektrod nastavením MUX bitů v příslušném kanále. Tato funkce může být využita dynamicky, aby se referenční signál k napájení pacienta mohl využít ke kterékoliv vybrané elektrodě. Příslušný kanál nemusí být použit a může být vypnut. Signál RLD jde vyvést na elektrodu přímo z vývodu pinu RLDOUT [14].

### **Vstupní multiplexor (měření RLD signálu)**

RLDOUT signál lze také vyvést na kanál k jeho měření.

### **Detekce odpojení elektrod**

Ke snímání co nejpřesnějšího měření EKG do monitorovacího zařízení je nutné dosáhnout co nejmenší impedance spojení elektroda – kůže těla. Ke snímání EKG v dostatečné kvalitě by neměla velikost impedance spojení přesáhnout hodnotu 50 k $\Omega$ . Ke zvýšení vodivosti a zároveň snížení impedance mezi elektrodou a pokožkou se používá vodivostní gel. Proto je nesmírně důležité kontrolovat stav elektrody, aby bylo zajištěno spojení s dostatečně nízkou impedancí. ADS1292 má integrovaný funkční blok k detekci odpojení elektrod. ADS1292 má dvě metody ke stanovení odpojení elektrod. Lze použít detekci odpojení s využitím AC (střídavého) nebo DC (stejnosměrného) signálu. Interní obvody pro měření odpojení elektrod lze vypnout [14].

---

<sup>14</sup> RLD – Right leg drive (napájení pravou nohou)

### DC metoda detekce odpojení elektrod

U této metody k měření odpojení elektrod je využíván excitační stejnosměrný signál. K obvodu je potřeba připojit buď pull up nebo pull down rezistor s hodnotou 10 MΩ. Lze také využít integrovaný zdroj konstantního proudu. Interní zdroj proudu může být nastaven bity FLIP1 a FLIP2 v registru LOFF\_SENS. Velikost protékajícího proudu lze nastavit pomocí bitů ILEAD\_OFF v registru LOFF, ve výchozím nastavení je nastavena na hodnotu 6 nA. Úbytek napětí, který vytváří protékající proud na impedanci mezi elektrodou a pokožkou těla nesmí ovlivňovat samotné měření EKG signálu. Úbytek napětí musí být minimální. Jestliže je elektroda odpojena, nebo není zajištěno dostatečné vodivé spojení mezi elektrodou a kůží, impedance narůstá a vytváří se na ní větší úbytek napětí. Pokud dojde k odpadnutí elektrody od pacienta, měřicí kanál je v saturaci. K vyhodnocení vstupního napětí je nutno použít integrovaný komparátor. Komparátor se nastavuje v registru LOFF podle bitů COMP\_TH. Výstup komparátoru je uložen v registru LOFF\_STAT. Jestliže se detekce odpojení elektrod s využitím stejnosměrného signálu nevyužívá, je nutné komparátory vypnout v nastavení registru CONFIG2 nastavením bitu PD\_LOFF a zároveň se sníží spotřeba obvodu [14].

### AC metoda detekce odpojení elektrod

U této metody měření odpojení elektrod je využit střídavý excitační signál. Střídavý signál je generován vnitřním zdrojem proudu s pevnou frekvencí. Frekvence excitačního signálu je neměnná a je rovna  $\frac{1}{4}$  frekvence výstupního datového toku, viz rovnice 13.

$$f = \frac{f_{DR}}{4} = [Hz] \quad (13)$$

Tento budicí signál se nechá procházet detektorem kanálu a měří se na výstupu. Elektroda se kontaktem vyznačuje velkou kapacitou mezi elektrodou a kůží pacienta. V tuto chvíli nelze použít DC signál pro měření detekce odpojení elektrod. V tomto případě se využívá AC excitačního signálu, který leží mimo frekvenční pásmo měřeného EKG signálu. Sleduje se vzrůstající amplituda excitačního signálu [14].

### Napájení pravou nohou RLD

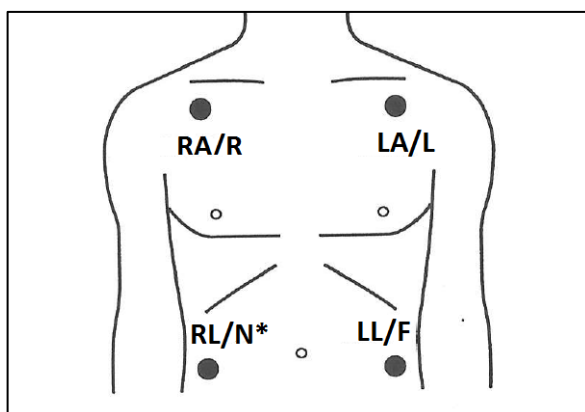
Obvod RLD (napájení pravou nohou) se využívá při měření EKG signálu k potlačení souhlasné složky (rušení) zpravidla z elektrorozvodné sítě. Je velmi důležité, aby diferenční zesilovač měl co největší parametr CMMR a dokázal tak souhlasnou složku potlačit. Pomocná elektroda se umísťuje zpravidla na pravou nohu a je napájena stejnosměrným signálem, která má stejnou hodnotu jako je průměr napětí mezi dvojicí měřících elektrod. Vytvoří se negativní zpětná vazba, souhlasná složka diferenčního signálu s opačným znaménkem. Referenční napětí pro napájení pravou nohou může být vybráno interně generováno  $(AVDD + AVSS) / 2$  nebo může být nastaveno externě odporovým děličem. Volba interního referenčního napětí pro RLD je možná nastavit příslušnou hodnotou registru RESP2 bitu RLDREF\_INT. Jestliže není funkce používána, lze operační zesilovač vypnout nastavením bitu PDB\_RLD v registru RLD\_SENS. Použití obvodu RLD není nezbytné nutné, při jeho nepoužívání se musí počítat s větším šumem měřeného signálu [14].

## Rozložení prvků ADS1292 na DPS

Obvod ADS1292 má dvojí napájení: analogové (AVDD) a digitální (DVDD). Každé napájení by mělo mít blokovací kondenzátor s hodnotou kapacity 10  $\mu$ F a 100 nF. Je doporučeno umístit kondenzátory co nejbližší napájecích vývodů. Je doporučeno použít tantalové kondenzátory. Obvod ADS1292 je napájen unipolárně napětím 3.3 V z Raspberry Pi. Zařízení ADS1292 lze také napájet bipolárně. Při návrhu DPS a rozmisťování součástek je nezbytně nutné, aby cesty byly vedeny co nejkratší trasou k dosažení co nejlepších výkonů a eliminaci šumu [14].

## Umístění elektrod při monitorování EKG

Na Obrázku 26 je uvedeno typické umístění elektrod pro měření 3 svodového EKG. Svod vyjadřuje elektrický obraz srdce. Jednotlivé svody pozorují srdce z různých směrů. EKG přístroj porovnává elektrickou aktivitu zachycenou různými elektrodami a výsledný elektrický obraz se je nazývá svodem. Například při nastavení přístroje na svod I je porovnáváno elektrické napětí na elektrodách upevněných na pravé a levé paži. Každý svod poskytuje jiný pohled na srdeční elektrickou aktivitu, a tedy dává jiný EKG obraz. Tabulka 10 ukazuje na uspořádání svodů u třísvodového EKG [22].



Označení AHA	Označení IEC
RA pravá paže	R pravá
LA levá paže	L levá
RL pravá noha *	N záporná *
LL levá noha	F noha
* Nepoužívá se pro 3 - svodové EKG.	

Obrázek 26: Umístění elektrod pro končetinové svody [19].

Tabulka 10: Uspořádání svodů třísvodového EKG.

Svod	+	-	reference
I	LA	RA	LL
II	LL	RA	LA
III	LL	LA	RA

Jestliže se depolarizační vlna šíří směrem ke svodu (vektor se přibližuje ke kladné elektrodě), zapisovaná výchylka je převážně pozitivní. Když se vlna depolarizace šíří směrem od svodu (vektor se vzdaluje od kladné elektrody), zapisuje se převážně negativní výchylka. Končetinové svody hledí na srdce ze stran a od nohou ve vertikální podobě [22].

## 4.9 Generátor bifázické výbojové sekvence

Logické obvody CMOS byly vyvinuty koncem sedmdesátých let. Využívají komplementárních tranzistorů MOSFET. Obvody CMOS měly jednu podstatnou nevýhodu oproti obvodům TTL, a to podstatně nižší rychlost. Proto byly vyvinuty nové technologie CMOS, které se v tomto parametru vyrovnají obvodům TTL [10].

Základní vlastnosti obvodů CMOS (viz Tabulka 11):

1. Malý příkon
2. Velký rozsah napájecích napětí – obvody CMOS mají napájecí napětí 3 až 18 V.
3. Vysoká šumová imunita – odstup rušivého napětí je typicky 40 %  $U_{DD}$ .
4. Velký rozsah pracovních teplot – keramické pouzdro -55 až 125 °C, plastové -40 až 85 °C.
5. Velký logický zisk – 50 až 100. Pokud jsou požadovány krátké spínací časy, může být logický zisk jen 10.
6. Malé nároky na zdroj – vzhledem k vlastnostem CMOS může se použít k napájení nestabilizovaný zdroj, je vhodné použít blokovací kondenzátor 100 nF.
7. Citlivost na přepětí – vstupní odpor je velký (typicky  $10^{12} \Omega$ ), obvod může zničit i velmi malý elektrostatický výboj. Elektrostatické napětí na člověku může mít desítky kilovoltů. Většina obvodů má na vstupu, případně i na výstupu ochranné obvody. Většinou se skládá z diod a rezistoru. Řídící elektroda tranzistoru v obvodech CMOS má průrazné napětí 100 až 200 V. Je-li na vstup přivedeno napětí vyšší, obvod se zničí (zkrat řídící elektrody) [10].

CMOS 4098 monostabilní multivibrátor (časovač):

Tabulka 11: Vybrané parametry CD4098BM.

Typ logiky	Napájecí napětí $U_{DD}$	Rozsah vstupního napětí pro vstupy	Vstupní DC proud pro vstupy	Výstupní proud
CMOS 4000B	-0,5 až 20 V	-0,5 V $U_{DD}$ +0,5 V	$\pm 10$ mA	6,8 mA
Provozní teplota	Doba šíření	Příkon hradla	Celkový výkon	Max. frekv. klopného obvodu
-55 °C až 125 °C	100 ns	10 nW	500 mW	8 MHz až 16 MHz

Monostabilní multivibrátor vytváří po spuštění vstupním spouštěcím impulzem výstupní impuls s definovanou šířkou. Délka impulsu je zpravidla dána RC členem. Monostabilní multivibrátor je také nazýván jako časovač (timer) [11].

Obvod CD4098BM obsahuje dva nezávislé monostabilní multivibrátory (viz Obrázek 27). Obvod je zapojený pro spouštění náběžnou hranou vstupního signálu rotačním enkodérem s tlačítkem. Vstup nulování (R) a vstup pro spuštění sestupnou (-TR) hranou jsou připojeny na  $U_{DD}$ . Každý následný vstupní impuls znovu spouští multivibrátor. Nepoužité vstupy je nutno připojit na  $U_{DD}$  nebo  $U_{SS}$ . Délka výstupního impulsu je pevně nastavena hodnotou součástek  $R_t$  a  $C_t$  všech tří časovačů. Jedná se tedy o monostabilní obvod, který vyrábí pouze jediný impuls a to ihned po zapnutí. Na

vysoké úrovni je jen dočasně, časovací kondenzátor  $C_t$  se začne přes odpor  $R_t$  nabíjet. Další stisky tlačítka jsou v tuto chvíli ignorovány. Jde o klasické zapojení časovače, kdy výstup setrvává v nastaveném čase ve vysoké úrovni a po uplynutí předdefinovaného času přejde na nízkou úroveň, kde setrvává až do dalšího spuštění časovače tlačítkem.

Délka výstupního impulsu pro tento případ je dána velikostí časovacího odporu a kondenzátoru. Pro správnou funkci by měl být  $R_t > 5\text{ k}\Omega$  a  $100\text{ pF} < C_t < 100\text{ }\mu\text{F}$ . Délka výstupního impulsu je závislá na teplotě a na velikosti napájecího napětí.

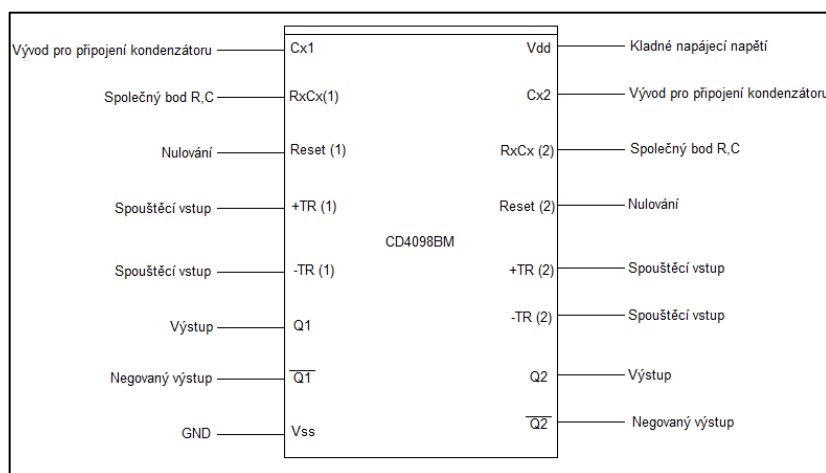
Pro  $C \geq 10\text{ nF}$  přibližně platí:

$$T_A = 0.5 R_t C_t \quad (14)$$

$C_t$  [F] vývod pro připojení kondenzátoru,  $R_t$  [ $\Omega$ ] vývod pro připojení rezistoru,  $T_A$  [s] délka výstupního impulsu

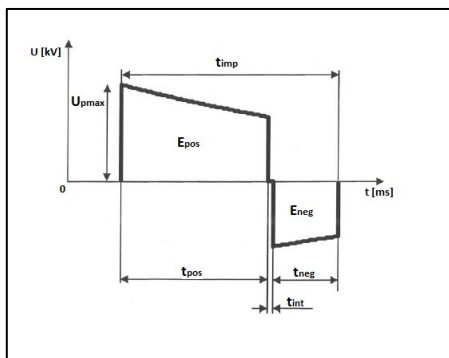
Pro  $R_t > 100\text{ k}\Omega$  a  $C_t = 1\text{ nF}$  a teplotu v rozmezí  $-55^\circ\text{C}$  až  $125^\circ\text{C}$  se  $T_A$  typicky mění v mezích  $\pm 2,5\%$ . Pro změny napájecího napětí  $\pm 5\%$  je typická změna  $T_A \pm 0,5\%$  [10]. Tento předpoklad byl experimentálně ověřen, bylo zjištěno, že při měnícím se napájecím napětím CD4098BM dochází ke změně délky výstupního impulsu  $T_A$ .

Monostabilní multivibrátory CD4098BM jsou v zapojení sekvenčního generátoru. Jedná se o sériové řazení časovačů. Sekvenční obvod se používá tehdy, je-li zapotřebí vykonat určité úkony v časové posloupnosti neboli za sebou jdoucí. V zapojení sekvenčního obvodu jsou tři časovače řazeny časově v sérii (viz Obrázek 29) [11].



Obrázek 27: Blokové zapojení CD4098BM s rozdělením přívodů.

Bifázický defibrilační impuls je po dobu trvání rozdělen do tří fází (viz Obrázek 28). U bifázické defibrilační křivky rozlišujeme první fázi, druhou fází a dobu trvání přechodu mezi první a druhou fází.



Obrázek 28: Bifázická defibrilační křivka.

$t_{imp}$  – celková doba trvání [ms] bifázického defibrilačního impulsu  
 $t_{pos}$  – doba trvání první fáze (pozitivní fáze) [ms]  
 $t_{int}$  – doba trvání časové prodlevy mezi dvěma fázemi [ms]  
 $t_{neg}$  – doba trvání druhé fáze (negativní fáze) [ms]  
 $E_{pos}$  – energie pozitivní části defibrilační křivky [J]  
 $E_{neg}$  – energie negativní části defibrilační křivky [J]  
 $U_{pmax}$  – špičkové napětí pozitivní části defibrilační křivky [kV]

Dle komerčních defibrilátorů a vlastností bifázické křivky jsou zvoleny tyto doby trvání jednotlivých fází bifázické defibrilační křivky.

Tabulka 12: Vlastnosti bifázické křivky.

$t_{pos}$	$t_{int}$	$t_{neg}$
4 ms	200 $\mu$ s	4 ms

Výpočty  $R_t$  a  $C_t$  pro jednotlivé fáze defibrilační křivky (viz Tabulka 13):

$$t_{pos} = 0.5 R_{19} C_{19} = 0.5 \cdot 8000 \Omega \cdot 1 \cdot 10^{-6} F = 4 \text{ ms} \quad (15)$$

$$t_{int} = 0.5 R_{20} C_{20} = 0.5 \cdot 12000 \Omega \cdot 33 \cdot 10^{-9} F = 200 \mu\text{s} \quad (16)$$

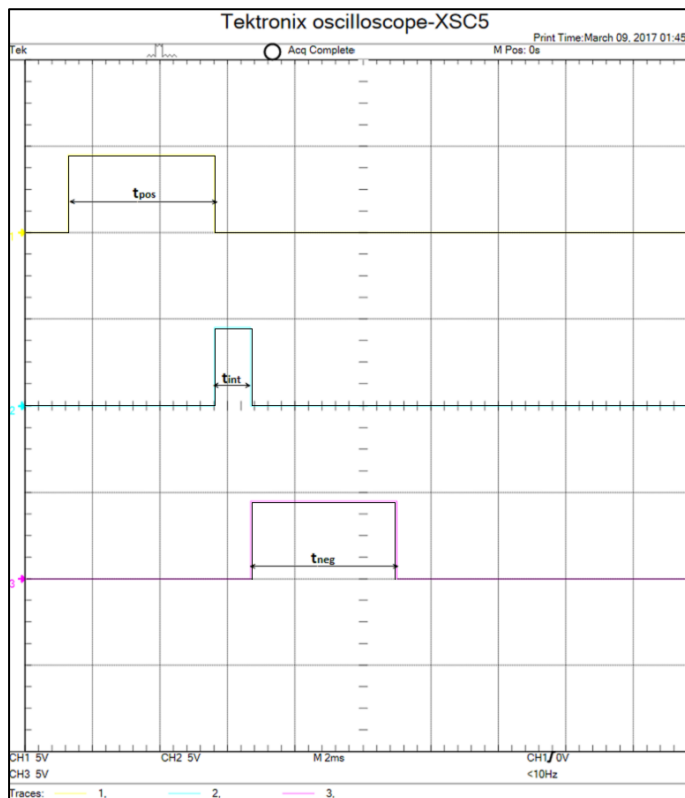
$$t_{neg} = 0.5 R_{21} C_{21} = 0.5 \cdot 8000 \Omega \cdot 1 \cdot 10^{-6} F = 4 \text{ ms} \cdot \quad (17)$$

Tabulka 13: Přehled vypočtených a použitých hodnot  $R_t$   $C_t$  členu.

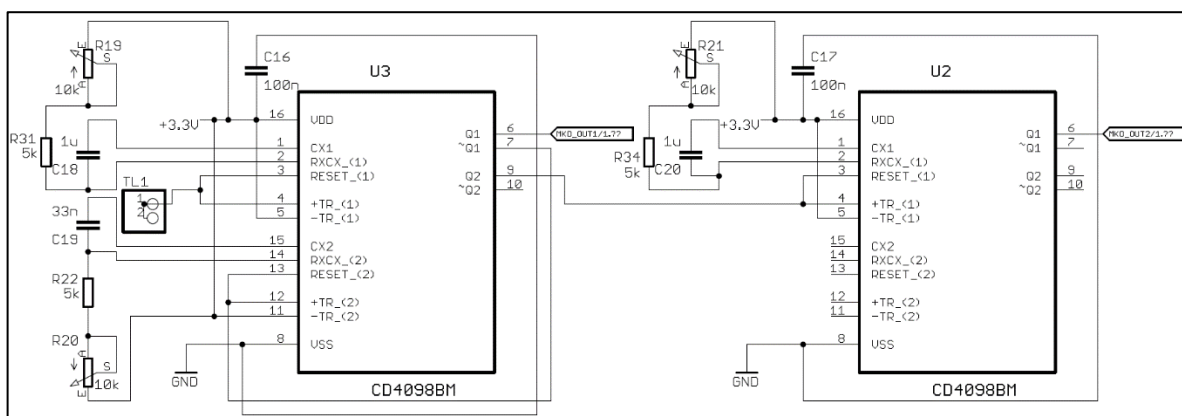
Vypočtené hodnoty pro $t_{pos}$		Vypočtené hodnoty pro $t_{int}$		Vypočtené hodnoty $t_{neg}$	
$R_{19}$ [k $\Omega$ ]	$C_{19}$ [ $\mu$ F]	$R_{20}$ [k $\Omega$ ]	$C_{20}$ [nF]	$R_{21}$ [k $\Omega$ ]	$C_{21}$ [ $\mu$ F]
8	1	12	33	8	1
Použité hodnoty pro $t_{pos}$		Použité hodnoty pro $t_{int}$		Použité hodnoty $t_{neg}$	
$R_{19}$ [k $\Omega$ ]	$C_{19}$ [ $\mu$ F]	$R_{20}$ [k $\Omega$ ]	$C_{20}$ [nF]	$R_{21}$ [k $\Omega$ ]	$C_{21}$ [ $\mu$ F]
13	1	13	33	13	1

Prvý časovač je spouštěn při stisknutí tlačítka impulzem na hlavním vstupu spouštění (vývod 4) a generuje výstupní impuls s délkou 4 ms. Skončením tohoto impulsu sestupnou hranou je spuštěn druhý časovač, jehož pracovní doba trvá 200  $\mu$ s. Po uplynutí této doby je spuštěn třetí časovač, jeho délka trvání je 4 ms.

Monostabilní multivibrátory CD4098BM jsou napájeny stejnosměrným napájecím napětím 5 V z jednodeskového počítače Raspberry Pi. Jsou použity blokovací keramické kondenzátory o kapacitě 100 nF. Blokovací kondenzátory jsou zapojeny a umístěny přímo u napájecího přívodu CD4098BM (vývod 16). Doba trvání výstupního impulsu je dána vztahem (14). Kondenzátory  $C_T$  jsou vypočítány a stanoveny. Za účelem přesně nastavené požadované doby trvání výstupního impulsu časovače jsou použity proměnné rezistory tzv. rezistorové trimry. Víme, že hodnota rezistoru  $R_T$  by měla být větší než 5 k $\Omega$ , proto je potřeba pro splnění správné funkčnosti časovače k rezistorovému trimru do série připojit pevný odpor 5 k $\Omega$ . U kondenzátorů  $C_T$  jsou použité keramické kondenzátory, které mají menší toleranci chyby kapacity oproti elektrolytickým kondenzátorům, kde jejich hodnoty mají vysokou toleranci a chyba kapacity bývá běžně okolo 20 %, aby délka trvání výstupního impulsu odpovídala co nejpřesněji vypočtené hodnotě. Na Obrázku 30 je zapojení obvodu 4098 pro generování bifázické výbojové sekvence.



Obrázek 29: Sekvenční časové průběhy.



Obrázek 30: Zapojení CD4098BM pro generování bifázie.

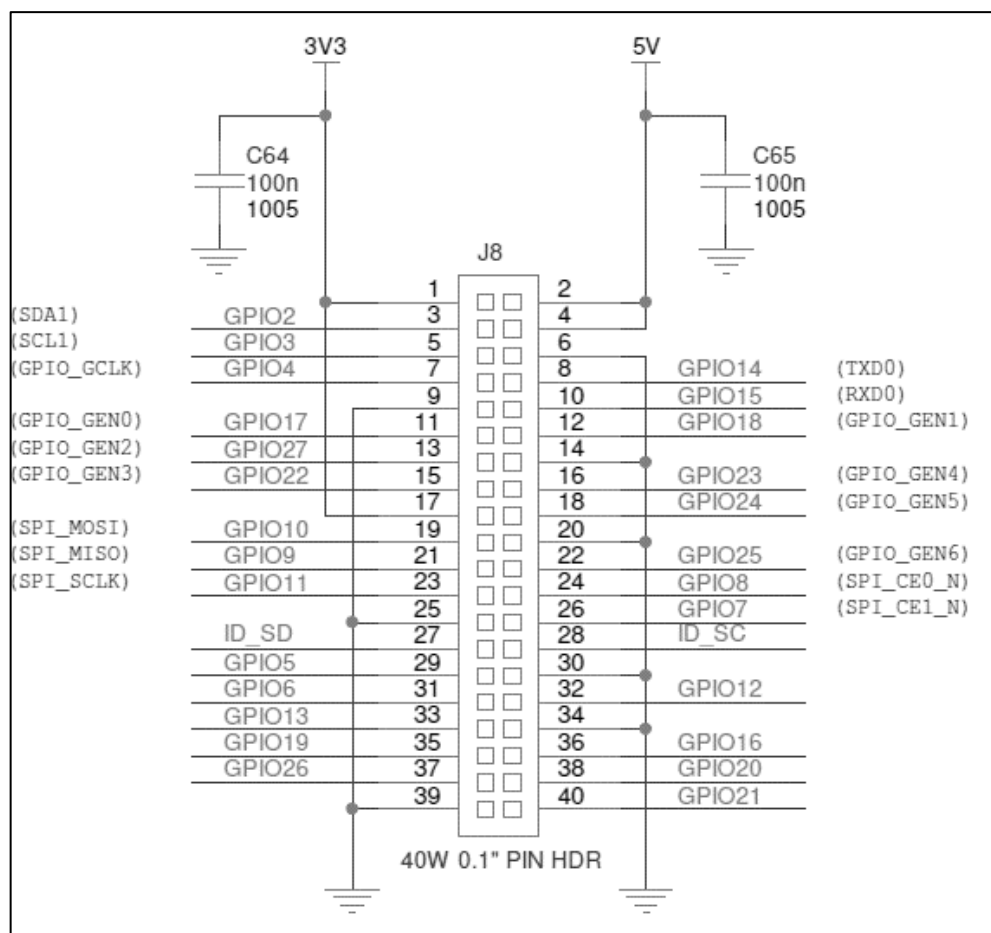


## 4.10 Mikropočítač Raspberry Pi 3

Raspberry Pi 3, Model B, 1 GB RAM je jednočipový počítač neboli mikrokontrolér. Integrovaný obvod obsahuje kompletní mikropočítač. Mikrokontroléry bývají převážně určeny pro edukativní účely. Primárně mikrokontrolér slouží k řízení a regulaci. Pomocí GPIO je možné použít Raspberry Pi k ovládání různých hardwarových zařízení. Raspberry Pi se dá srovnat se slabším stolním počítačem. Primárním operačním systémem je Raspbian. Na Raspberry Pi je možné provozovat různé distribuce Windows, tak i Linuxu.

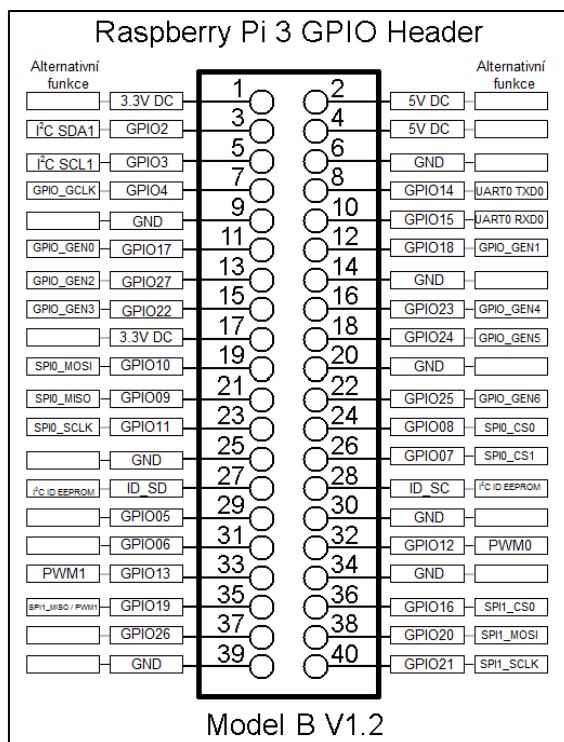
Port GPIO:

Port GPIO (general purpose input – output) je na desce plošného spoje Raspberry Pi označen J8. Tento port má 40 pinů. Jedná se o dvě řady po 20 samčích hrotech s roztečí 2,54 mm. Každý pin portu GPIO má vlastní účel a několik pinů přitom společně vytváří určitý obvod, viz Obrázek 31 [12].



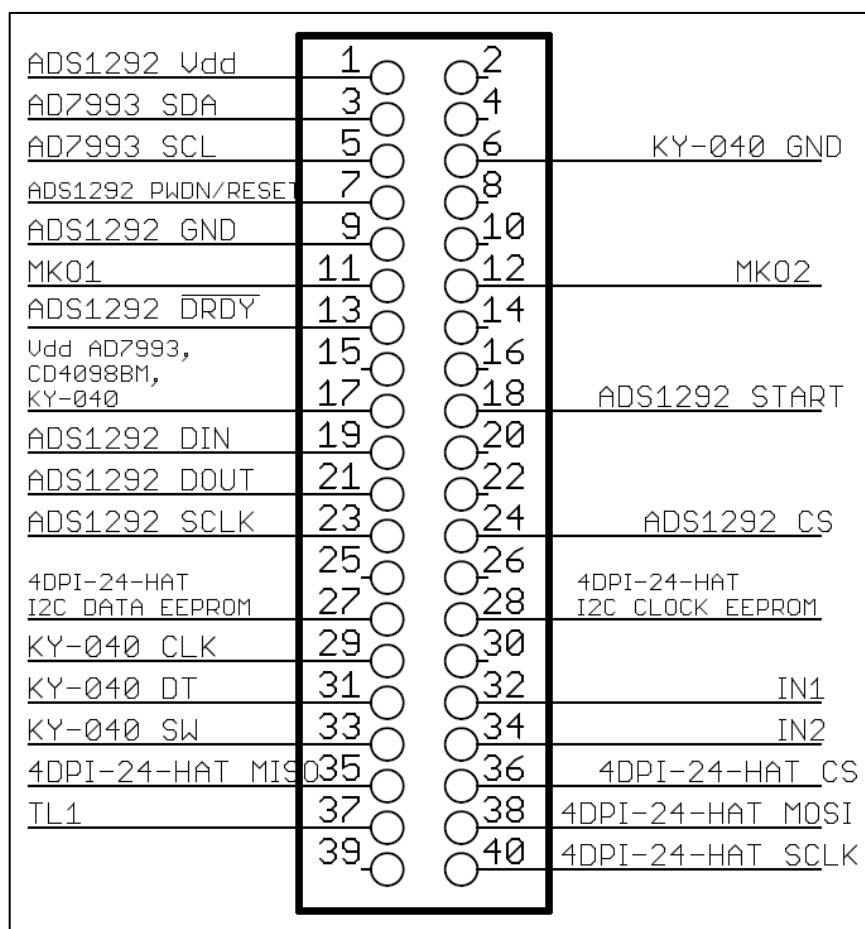
Obrázek 31: Schéma zapojení konektoru GPIO.

Piny portu GPIO v obou řadách se číslovají střídavě (viz Obrázek 32), piny v levé řadě jsou označeny lichými čísly a piny v pravé řadě sudými. Porty GPIO lze přepínat mezi dvěma stavy a to stavem vysokým, kdy poskytují kladné napětí 3,3 V a stavem nízkým, kdy odpovídají zemnění neboli napětí 0 V. Tyto stavy odpovídají hodnotám 1 a 0 binární logiky. Lze prostřednictvím GPIO portu zapínat a vypínat jiné komponenty. Kromě těchto univerzálních pinů má port GPIO piny, které jsou vyhrazeny pro určité sběrnice jako je například sériová sběrnice UART, sběrnice I<sup>2</sup>C a sběrnice SPI [12].



Obrázek 32: Rozložení pinů portu GPIO a definice jeho portů.

Počítač Raspberry Pi je napájen pomocí konektoru microUSB. USB port stolního počítače lze použít, ale musí poskytnout dostačující výkon ke správné činnosti Raspberry Pi. Je doporučeno napájení s 5 V, 2,5 A adaptéru.



Obrázek 33: Připojení periférií k GPIO portu Raspberry Pi.

Na Obrázku 33 je připojení všech hardwarových periférií k Raspberry Pi GPIO portu. Jedná se o tyto hardwarové zařízení. Integrovaný obvod ADS1292, který je určený pro měření EKG. Dále to jsou výstupy MK01 a MK02, které slouží ke generování interní bifázické výbojové sekvence. Dále to jsou výstupy pro rotační enkodér KY-040. TL1 je výstup, který slouží ke spouštění externího generátoru bifázické výbojové sekvence, který je složen z multivibrátorů CMOS4098. Výstupy IN1 a IN2 slouží k digitálnímu ovládání nabíjení kondenzátoru C1. V poslední řadě jsou to piny pro komunikaci s grafickým displejem 4DPi-24-HAT.

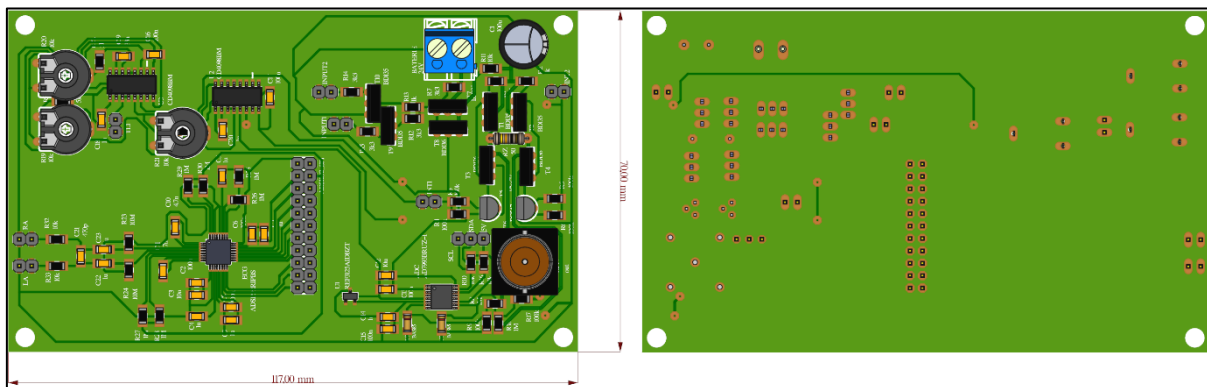
## 5. Realizace

Funkčnost jednotlivých takto navržených schémat zapojení bloků defibrilátoru byly odzkoušeny v simulačním prostředí MULTISIM. Následně bylo přistoupeno k sestavení a testování příslušných bloků zařízení na nepájivém poli. Návrh schémat defibrilátorů a DPS byl navržen v programu EAGLE.

### 5.1 Realizace desky plošného spoje

K realizaci prototypu defibrilátoru byla zvolena cuprexitová fotosenzitivní jednovrstvá deska plošného spoje se silou mědi  $1 \times 35 \mu\text{m}$ . A to z důvodů snížení technologické náročnosti výroby, to i za cenu větších geometrických rozměrů DPS. Celá elektronika je umístěna na jedné oboustranně osazené desce se šířkou spojů  $0,3 \text{ mm}$  a  $0,6 \text{ mm}$ . Samotné bloky defibrilátorů jako jsou například integrované obvody a jejich příslušné součástky jsou umístěny dle jejich funkce na DPS. Z důvodů dosažení co nejlepších výkonů vyplývá regionální členění DPS. Umístění součástek jako jsou například reference, VCAP kondenzátory, blokovací kondenzátory je doporučeno umístit co nejblíže k pinům integrovaných obvodů, aby plocha proudových smyček byla co nejmenší. Délka vodičů by měla být co nejmenší, jelikož s délkou rostou jejich parazitní vlastnosti (odpor, indukčnost, kapacita a impedance). Vstupy IN1N a IN1P k měření EKG jsou filtrovány filtrem typu dolní propust.

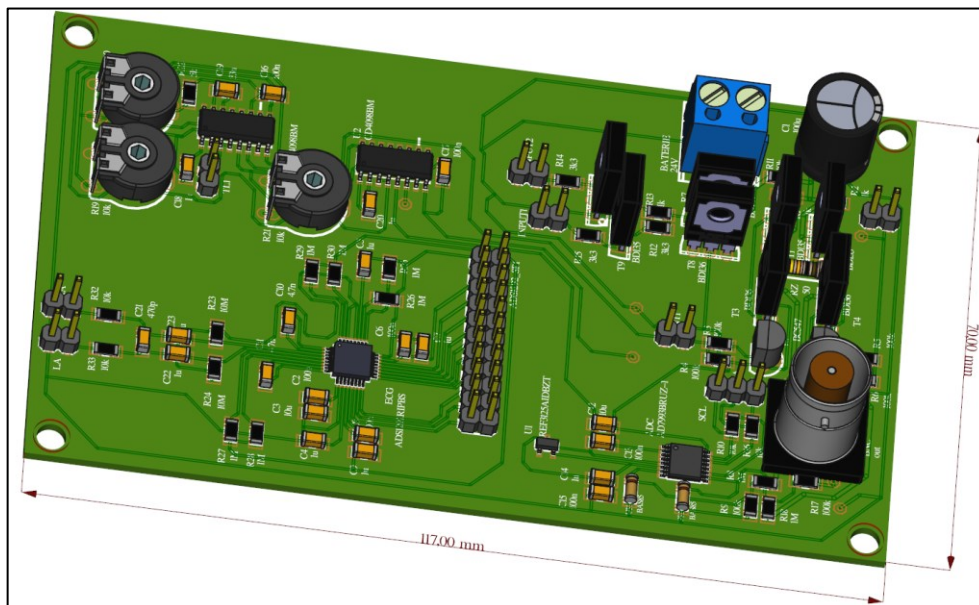
Na následujícím Obrázku 34 si lze prohlédnout horní a dolní stranu DPS zobrazenou ve vizualizačním softwaru FreeCad PCB. Vizualizace DPS je bez rozlité GND.



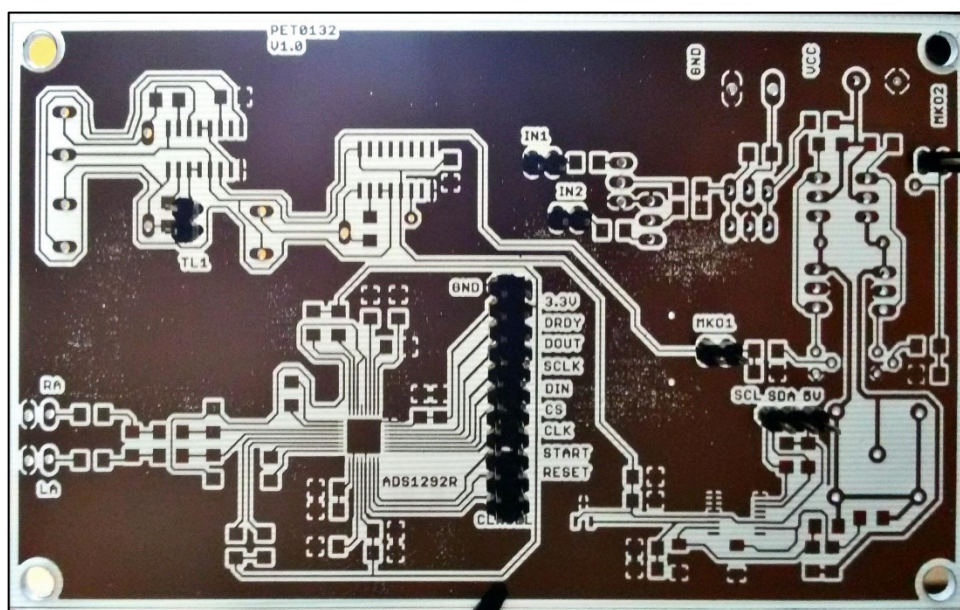
Obrázek 34: Horní/dolní strana DPS vizualizována v softwaru FreeCad.

Na Obrázku 36 je pohled vytvořené neosazené DPS. Na Obrázku 35 je osazený prototyp defibrilátorů s hlasovou navigací. DPS je ošetřena tavidlem flux. Po aplikaci fluxu se vytvoří na DPS tenká průhledná vrstva. Vzniklý film chrání DPS před oxidací a usnadňuje pájení. Integrované obvody a součástky jsou umístěny z obou stran DPS. Komunikační a napájecí rozhraní jednotlivých integrovaných obvodů jsou připojeny přes pinové konektory. To umožňuje v případě testování a jiných potřeb připojit zařízení i k dalším komunikačním zařízením.

Při konstrukci DPS je potřeba znát proudovou a napět'ovou zatížitelnost, zejména u reálných defibrilátorů, u kterých je generován vysokonapět'ový impuls v řádech kV. Napět'ová zatížitelnost souvisí s elektrickou pevností izolačních mezer mezi vodiči na DPS a při nadměrném proudovém zatížení může dojít až k přetavení vodiče. Na Obrázku 35 je vizualizace DPS v 3D projekci.



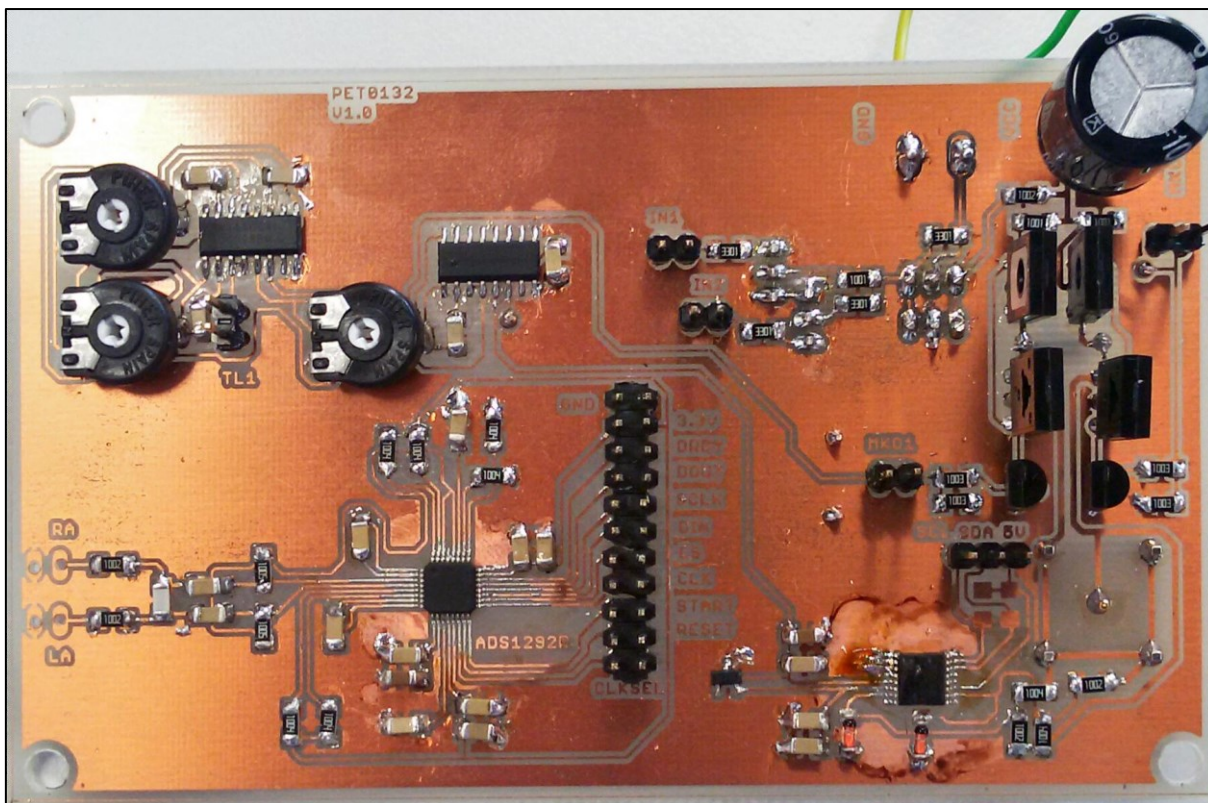
Obrázek 35: DPS ve 3D.



Obrázek 36: Neosazená DPS.

Realizovaný kus prototypového defibrilátoru je na Obrázku 36 a 37. Napět'ový zdroj pro výkonový můstek obstarávají dvě 12 V baterie, které jsou uloženy v bateriovém boxu mimo DPS. K napájení integrovaných obvodů jako jsou monostabilní multivibrátory, AD7993 nebo IO ADS1292 slouží Raspberry Pi3, které poskytuje zdroj napájení o napětí 3,3 V a 5 V.





Obrázek 37: Osazená DPS prototypu defibrilátoru.

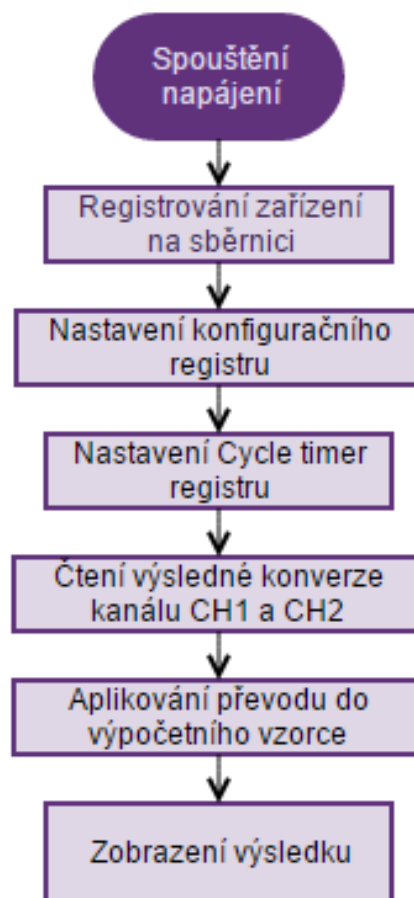
## 5.2 Nastavení Raspberry Pi 3

Na Raspberry Pi 3 je nainstalována linuxová distribuce. Typ operačního systému na Raspberry Pi 3 byl zvolen Arch Linux. Po nainstalování operačního systému byla provedena konfigurace základního nastavení (Raspi config). V nastavení Raspi config je nutné povolit sběrnice SPI a I<sup>2</sup>C, jelikož sériové sběrnice SPI a I<sup>2</sup>C nejsou ve výchozím nastavení povoleny. Dále je potřeba provést změnu nastavení zvukového výstupu. Je potřeba nastavit audio výstup pro analogový konektor (3,5 mm jack konektor). Po nastavení Raspi config byla otestována funkčnost sběrnic prostřednictvím připojení integrovaných obvodů ADS1292 a AD7993. Jednoduchým příkazem „i2cdetect“ pro otestování připojení AD7993 ke sběrnici I<sup>2</sup>C jsem otestoval I<sup>2</sup>C adresy, které jsou pro komunikaci s daným zařízením používány. Dále je potřeba nastavit komunikaci mezi 4DPi-HAT displejem a Raspberry Pi. Komunikaci zajišťuje SPI spojení. Je potřeba nastavit kernel s povoleným DMA, tj. přenos dat mezi operačním systémem a grafickým zařízením.

## 5.3 Nastavení obvodu AD7993

AD7993 obsahuje 17 interních registrů. Šestnáct registrů je datových a jeden registr je adresový ukazatel. Každý datový registr má adresu, na kterou adresový registr ukazuje při komunikaci. Registr s výsledkem konverze je pouze pro čtení. Registr s ukazatelem adresy je 8 bitový registr, první čtyři bity jsou nuly a následující čtyři bity ukazují na příslušný registr.

V konfiguračním registru jsou nastavené analogové vstupy kanálu 1 a 2, které mají být převedeny. Na Obrázku 38 je vývojový diagram AD7993.



Obrázek 38: Vývojový diagram nastavení AD7993.

## 5.4 Nastavení obvodu ADS1292

Integrovaný obvod ADS1292 je k mikropočítači připojen přes rozhraní SPI. Definice nastavení příslušných uživatelských registrů a funkcí obsahuje soubor ADS1292.c. Hlavičkový soubor ADS1292.h obsahuje deklarace tříd, funkcí a proměnných.

## 5.4.1 Nastavení registrů ADS1292

Integrovaný obvod ADS1292 obsahuje 12 programátorsky nastavitelných registrů.

Registr ID: Tento registr je naprogramován při výrobě zařízení a slouží k indikaci vlastností zařízení.

Registr CONFIG1: Tento registr nastavuje každý vzorkovací kanál ADC.

Registr CONFIG2: Tento registr nastavuje testovací signály, hodiny, reference a vyrovnávací paměť.

Registr LOFF: Tento registr nastavuje detekci odpojení měřících elektrod biosignálů.

Registr CH1SET: Tento registr nastavuje napájecí mód, zesílení PGA a multiplexor pro příslušný kanál 1.

Registr CH2SET: Tento registr nastavuje napájecí mód, zesílení PGA a multiplexor pro příslušný kanál 2.

Registr RLD\_SENS: Tento registr řídí výběr pozitivního a negativního signálu pro každý kanál k napájení pravou nohou (RLD).

Registr LOFF\_SENS: Tento registr vybere pozitivní a negativní stránku z každého kanálu k detekci odpojení měřící elektrody.

Registr LOFF\_STAT: Tento registr ukládá nastavení elektrody na jednotlivých kanálech, např. jestli je elektroda zapnutá nebo vypnutá, nebo jestli je elektroda připojena jako pozitivní či negativní.

Registr RESP1: Tento registr nastavuje funkce k měření dechové křivky. Tento registr se vztahuje pouze na integrovaný obvod ADS1292R. Pro obvod ADS1292 musí být do registru zapsáno 02h.

Registr RESP2: Tento registr nastavuje a kalibruje funkce pro měření dechové křivky.

Registr GPIO: Tento registr nastavuje GPIO piny. V našem případě jsou piny nevyužity a jsou vztaženy přes odpor k zemi GND.

Tabulka 14 ukazuje mapu registrů s nastavenými bity jednotlivých registrů ADS1292. K měření EKG je nastaven kontinuální mód konverze AD převodníku s nastavením vzorkování EKG signálu z jednoho svodu frekvencí 125 Hz. Je zapnuta interní reference s referenčním napětím 2,42 V. Zesílení měřícího kanálu EKG je nastaveno na zesílení 6, druhý měřící kanál je nastaven do vypnutého módu.



Tabulka 14: Mapa registrů s nastavenými bity jednotlivých registrů ADS1292.

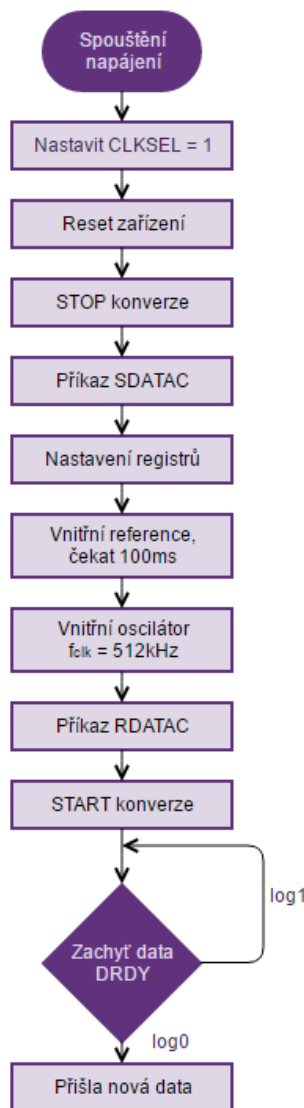
ADRESA	Registr	Resetovací hodnota (Hex)	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
<b>Nastavení zařízení (Registry pouze ke čtení)</b>										
00h	ID	XX	0	1	0	1	0	0	1	1
<b>Globální nastavení kanálů</b>										
01h	CONFIG1	02	0	0	0	0	0	0	0	0
02h	CONFIG2	80	1	0	1	0	0	0	0	0
03h	LOFF	10	0	0	0	1	0	0	0	0
<b>Nastavení specifikací jednotlivých kanálů</b>										
04h	CH1SET	00	0	0	0	0	0	0	0	0
05h	CH2SET	00	1	0	0	0	0	0	0	0
06h	RLD_SENS	00	0	0	1	0	0	0	0	0
07h	LOFF_SENS	00	0	0	0	0	0	0	0	0
08h	LOFF_STAT	00	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>GPIO a ostatní registry</b>										
09h	RESP1	00	0	0	0	0	0	0	1	0
0Ah	RESP2	02	0	0	0	0	0	0	1	1
0Bh	GPIO	0C	-	-	-	-	-	-	-	-

## 5.4.2 Nastavení komunikace SPI ADS1292

Propojením příslušných komunikačních vodičů SPI mezi ADS1292 a RPi3, připojením napájecího napětí a spuštěním aplikace je zahájena komunikace. Signál CLKSEL je nastaven do log 1, tímto je určen vnitřní oscilátor jako zdroj hodinového signálu. Data jsou přenášena signály MISO a MOSI, synchronizaci zajišťuje signál SCLK generovaný mikropočítačem. Obvod, se kterým má probíhat komunikace, je aktivován signálem CS, v našem případě je podřízený obvod vybrán operačním systémem automaticky. Inicializace obvodu začíná systémovým resetem, nastavením obvodu do základního stavu, toto lze provést dvěma způsoby, vodičem  $\overline{PWDN}/\overline{RESET}$  nebo příkazem RESET. Před zápisem do registrů je nejprve mód kontinuálního čtení potřeba ukončit pomocí příkazu SDATAC. Následuje konfigurace vnitřních registrů, které si uživatel nastaví podle individuálních potřeb. Obvod ADS1292 je nastaven do módu kontinuálního čtení dat příkazem RDATAAC. Po dokončení inicializace obvodu je možné začít s měřením. Převod dat je zahájen přechodem signálu START do log 1. Proces inicializace znázorňuje vývojový diagram na Obrázku 39. Digitální výstupní signál  $\overline{DRDY}$  označuje událost, která s přechodem do log0 signalizuje, že jsou k dispozici nové data. Data jsou uložena do výstupního registru a sériově posouvána na vodič DOUT, nejdříve první bit je MSB. Prostřednictvím rozhraní SPI je přijato 9 bajtů, tedy 72 bitů. Obvod vyše nejdříve 24 stavových bitů, ze kterých lze vyčíst odpojení z některých měřících elektrod, poté vyše 24 bitů reprezentující výsledek převodu z měření na kanále 1 a 24 bitů výsledků převodu z kanálu 2. Výsledky převodu jsou kódovány ve dvojkovém doplňku. Výstupem kladného vstupního rozsahu je formát 0x7FFFFF, záporného je 0x800000. Jedná se o ideální hodnoty, které neberou v úvahu chybu linearitu převodníku a šum. Příklad převodu z dvojkového doplňku na reálnou hodnotu napětí uvádí vztah 18.

Maximální reálná hodnota napětí pro PGA=1:

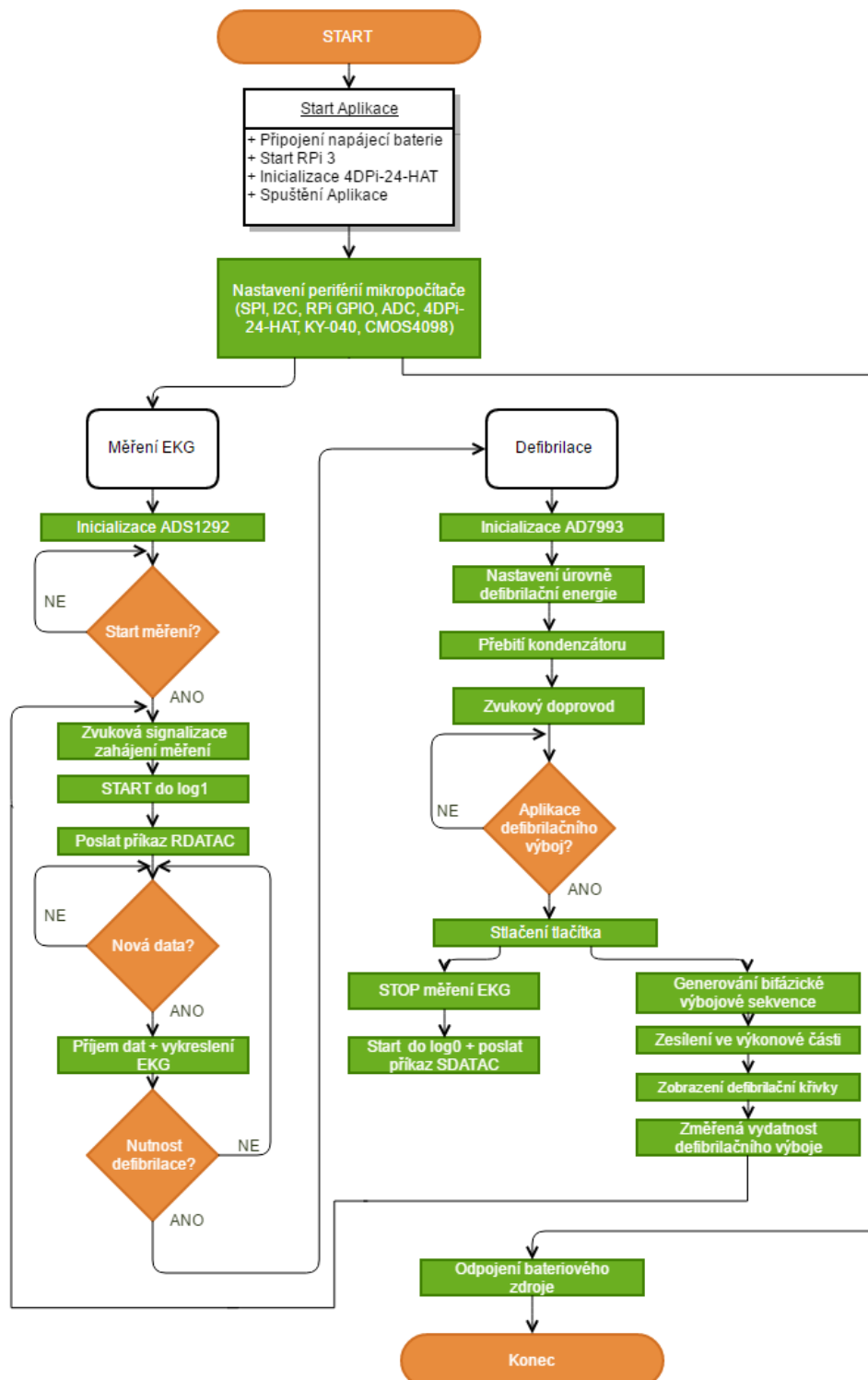
$$U = 8388607 \cdot \frac{2,42}{2^{23} - 1} = 2,42 \text{ [V]} \quad (18)$$



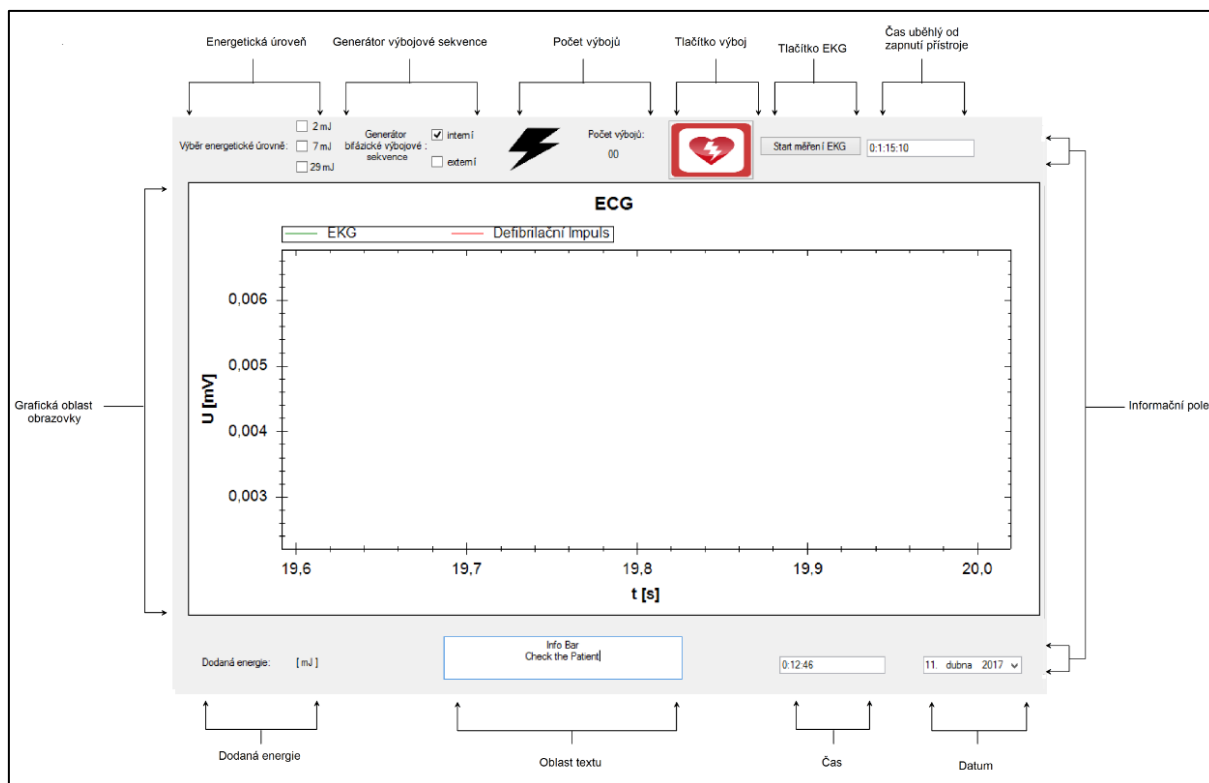
Obrázek 39: Stavový diagram inicializace ADS1292.

## 5.5 Tvorba grafického uživatelského rozhraní

Grafické uživatelské rozhraní je označováno zkratkou GUI. Aplikace s grafickým uživatelským rozhraním je navržena ve vývojovém prostředí Microsoft Visual Studio. GUI je uživatelské rozhraní, prostřednictvím kterého uživatel komunikuje s počítačem a aplikací za pomoci vytvořených interaktivních grafických ovládacích prvků. GUI je ovládáno rotačním enkodérem KY040, který nahrazuje počítačovou myš a klávesnici. Uživatelské rozhraní si lze navrhnout interaktivně a Visual Studio poté vygeneruje programové příkazy, které implementují navržené uživatelské rozhraní. Vývojový diagram hlavní smyčky programu je zobrazen na Obrázku 40. Grafické uživatelské prostředí aplikace pro defibrilátor s hlasovou navigací je zobrazen na Obrázku .



Obrázek 40: Vývojový diagram hlavní smyčky programu.



Obrázek 41: Grafické uživatelské prostředí aplikace.

#### Ovládání GUI enkodérem s tlačítkem

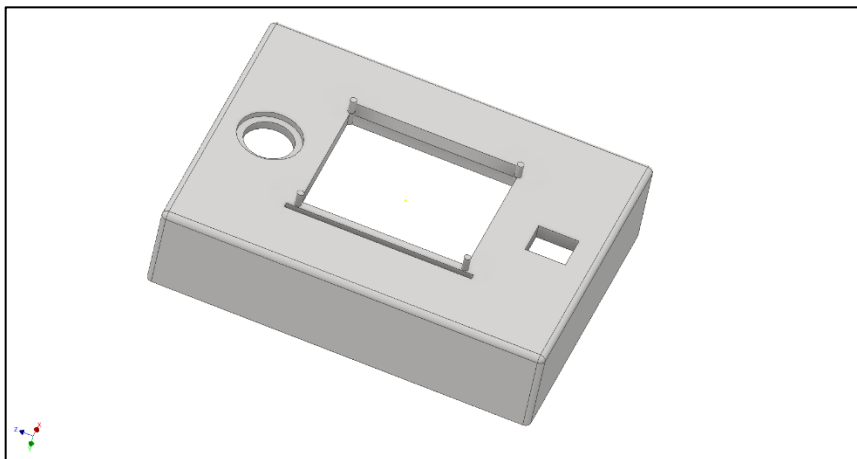
GUI v aplikaci defibrilátoru slouží pro obsluhu přístroje. Pro úspěšné zapojení enkodéru s Raspberry Pi je nutné propojit všech 5 pinů enkodéru. Mimo klasické ovládání pomocí klávesnice a myši, které bylo zejména využíváno při testování zařízení, bylo také implementováno ovládání pomocí enkodéru s tlačítkem.

Rotační enkodér KY-040 je rotační vstupní součástka, která při otáčení její osou poskytuje informaci o této rotaci a také jejím směru. V programu jsou nastaveny piny CLK, DT a SW jako vstupní. Při nečinnosti má enkodér nastaveny piny (Pin29, Pin31 a Pin33) na hodnotu log0. Po stlačení tlačítka se hodnota pinu 33 změní na hodnotu log1, po uvolnění tlačítka na log0, tím se provede potvrzení aktuálně vybraného objektu (nastavení hodnoty napětí, vyvolání defibrilačního impulsu atd.). Dále se detekuje aktuální stav pinu CLK a DT, které signalizují otočení kontroléru. Při otočení součástky se hodnota obou pinů změní na hodnotu log1. Pořadí změny udává směr otočení - změna CLK před DT signalizuje otočení doleva, změna DT před CLK signalizuje otočení doprava. Po detekci otáčení a vyhodnocení jejího směru se provede změna aktuálně vybraného objektu v GUI.

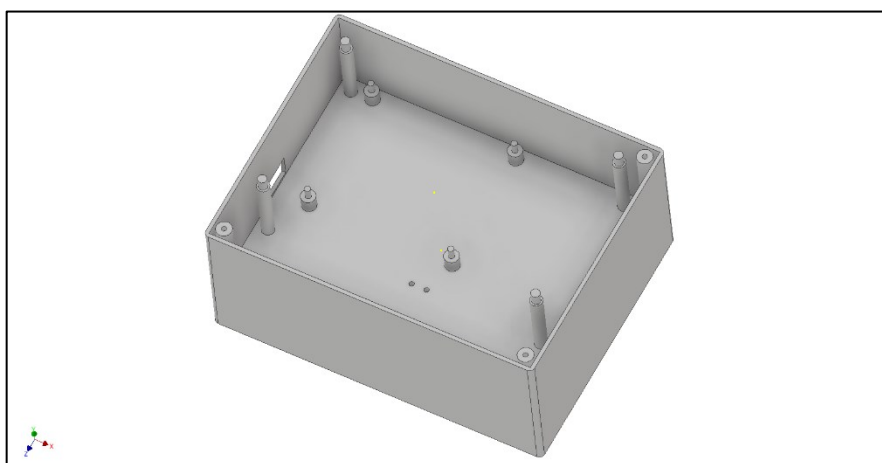
V aplikaci jsou hodnoty na jednotlivých pinech čteny pomocí příkazu „GpioPinDriveMode.Output“ knihovny Unosquare, kterou je potřeba importovat pro ovládání vstupních a výstupních linek Raspberry Pi. Tato aplikace poskytuje základní rozhraní pro čtení a nastavování pinu. Pro získání dat potřebných k ovládání GUI bylo nutné získávat hodnoty na jednotlivých pinech a reagovat na jejich změny. Otáčením tlačítka se uživatel přepíná mezi jednotlivými položkami (objekty) v GUI a zmáčknutím vybranou položku potvrdí.

## 5.6 Přístrojová skříňka

Prototyp zařízení je uložen v konstrukční krabici, která byla navržena softwaru Autodesk Inventor a následně vytištěna na 3D tiskárně. Na Obrázku 42 a 43 je znázorněna 3D vizualizace navržených částí krabice.

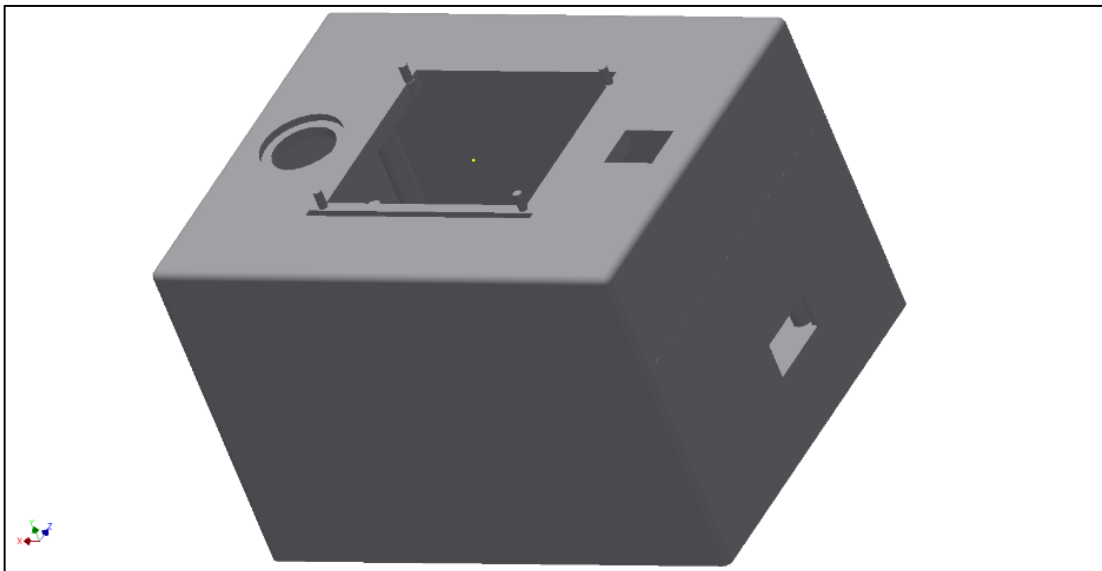


*Obrázek 42: Spodní díl krabčky defibrilátoru.*



*Obrázek 43: Horní díl krabčky defibrilátoru.*

Na Obrázku 44 je 3D vizualizace sestavy krabčky. Technické výkresy a podklady pro výrobu konstrukční krabčky jsou vloženy do příloh.



*Obrázek 44: 3D vizualizace sestavy krabíčky.*

## 5.7 Akustická navigace

Akustická signalizace se provádí pomocí reproduktoru LP-PSRO-20NQ. Reprodukter je znázorněn na Obrázku 45. K upozornění a informování obsluhy o činnosti, nastavení funkcí defibrilátoru a prováděných úkonech v aplikaci, dojde při jakékoliv změně nastavení ovládacím enkodérem. Při výběru energetické úrovně defibrilačního výboje je obsluha informována o potvrzení výběru a nastavení energetické úrovně. Po stisknutí tlačítka k provedení analýzy EKG budete vyzváni k přiložení elektrod. Jednotlivé události vedou k upozornění obsluhy a zároveň jsou v aplikaci vizualizovány v informačním panelu.

K přehrání hlasových nahrávek ve formátu wave je využitý přehrávač omxplayer. Příklad přehrání zvukového souboru defibrilace.wav prostřednictvím konzole Raspberry Pi.

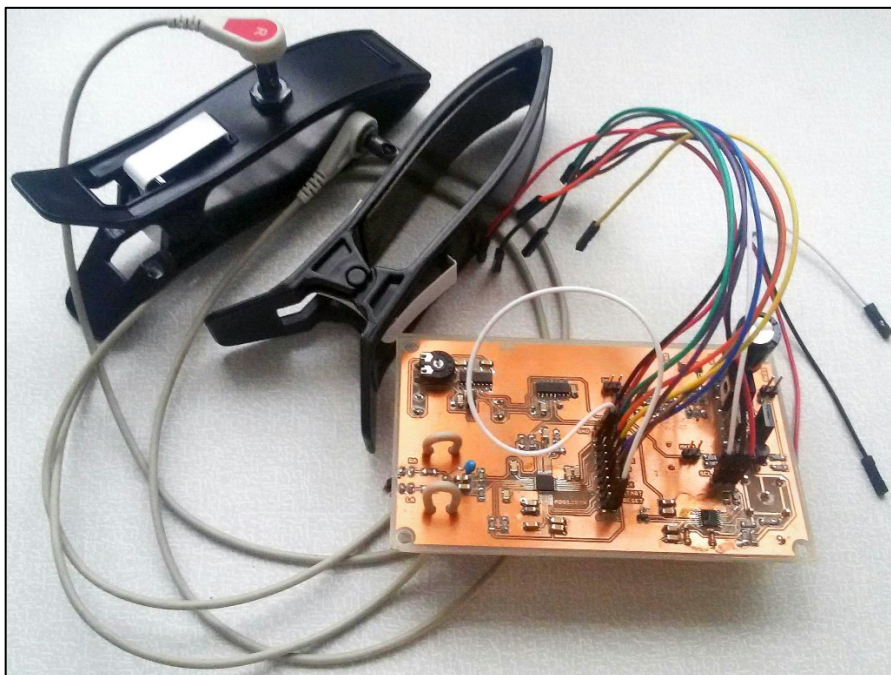
“omxplayer -o local defibrilace.wav“



*Obrázek 45: LP-PSRO-20NQ reproduktor s audio konektorem 3,5 mm Jack.*

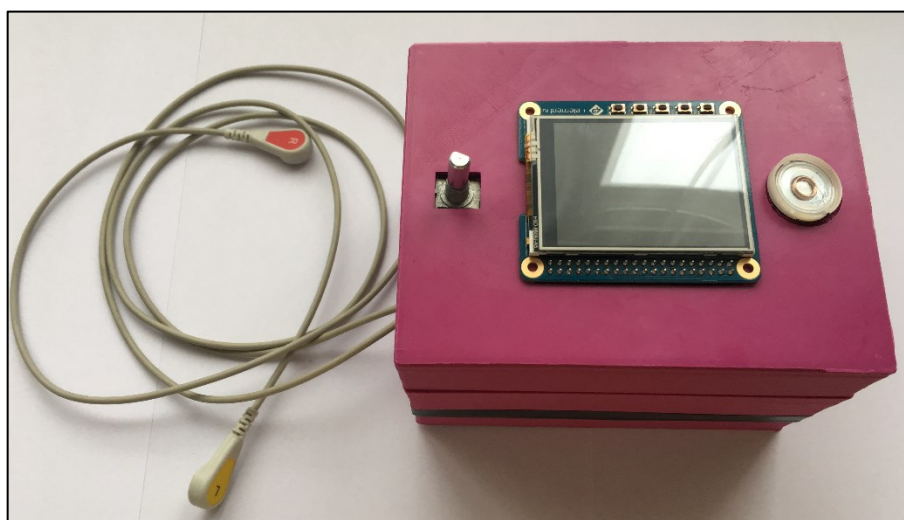
## 5.8 Kompletace defibrilátoru

Po ověření funkčnosti jednotlivých komponentů a subsystému byla provedena kompletace prototypového zařízení defibrilátoru s hlasovou navigací do přístrojové skříňky. Na Obrázku 46 je DPS defibrilátoru s klipsovémi elektrodami k měření EKG a propojovací vodiče k napojení subsystému k Raspberry Pi.



*Obrázek 46: DPS defibrilátoru s měřicími elektrodami.*

Na Obrázku 47 je kompletace defibrilátoru s hlasovou navigací do přístrojové skříňky. Úložný box s prostorem k vložení baterií je ve spodní části krabičky.



*Obrázek 47: Defibrilátor s hlasovou navigací pohled shora.*

## 5.9 Softwarové řešení defibrilátoru

K vývoji softwaru bylo použito vývojové prostředí Microsoft Visual Studio 2017 z důvodu vytvoření aplikace s grafickým rozhraním a jazyk C#. Základní komponentou je Microsoft .NET Framework, prostředí, které je potřebné pro běh aplikací a potřebných knihoven. Vývoj probíhal nejprve na vývojové desce firmy STMicroelectronics s mikrokontrolérem NUCLEO-F030R8 ve vývojovém prostředí Atollic TrueSTUDIO. Pro účely práce s obvodem byly napsána knihovna uživatelských funkcí a soubor pro deklaraci uživatelských funkcí. Další fáze vývoje již probíhala na samotném Raspberry Pi.

Při vývoji aplikace byly použity knihovny Unosquare RaspberryIO, ZedGraph a interní knihovny System a Windows Forms. Knihovna Unosquare RaspberryIo umožňuje používat hardwarové moduly Raspberry Pi. Poskytuje přístup ke vstupně - výstupním zařízením, přístup ke sběrnici SPI a I<sup>2</sup>C. Knihovna je závislá na WiringPi knihovně. Další použitou knihovnou je knihovna ZedGraph, která umožňuje vykreslení grafů.

Ovládáním digitálních linek GPIO22 (Pin15) a GPIO23 (Pin16) Raspberry Pi je vytvořen interní generátor bifázické výbojové sekvence. Nejprve jsou Piny 15 a 16 nastaveny na hodnotu log0. Poté je Pin15 po dobu 4 ms nastaven na hodnotu log1. Tímto je vygenerována pozitivní fáze defibrilačního impulsu. Následuje 200  $\mu$ s časová prodleva mezi pozitivní a negativní částí defibrilačního impulsu. Záporná fáze je vygenerována nastavením Pinu16 na log1 opět po dobu 4 ms.

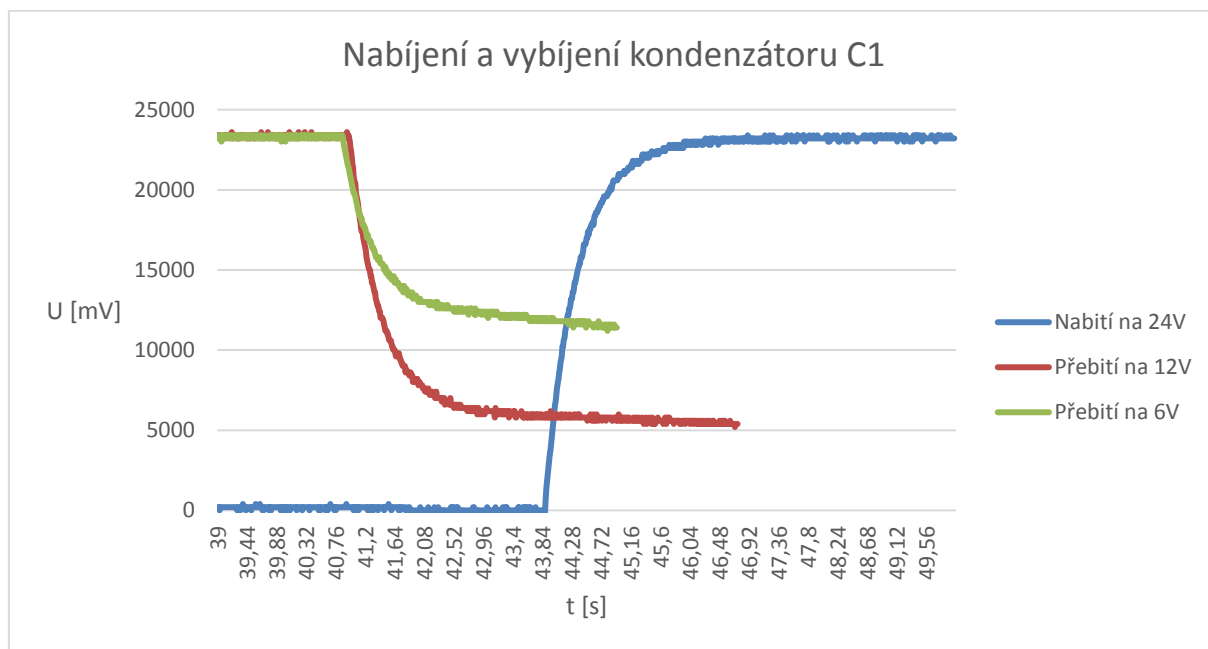
Pro nastavování hodnot byla použita knihovna Unosquare RaspberyIO, časové prodlevy byly realizovány standartními funkcemi poskytovanými jazykem C#.



## 6. Oživení a testování

### 6.1 Testování napájecího zdroje

Testování měření napájecího zdroje probíhalo na osciloskopu Agilent MSO-X 2024A. Maximální napětí, na které lze elektrolytický kondenzátor C1 nabit, je 24 V. K výběru dvou dalších energetických úrovní defibrilačního impulsu je kondenzátor C1 přebítý na napětí 12 V a 6 V.



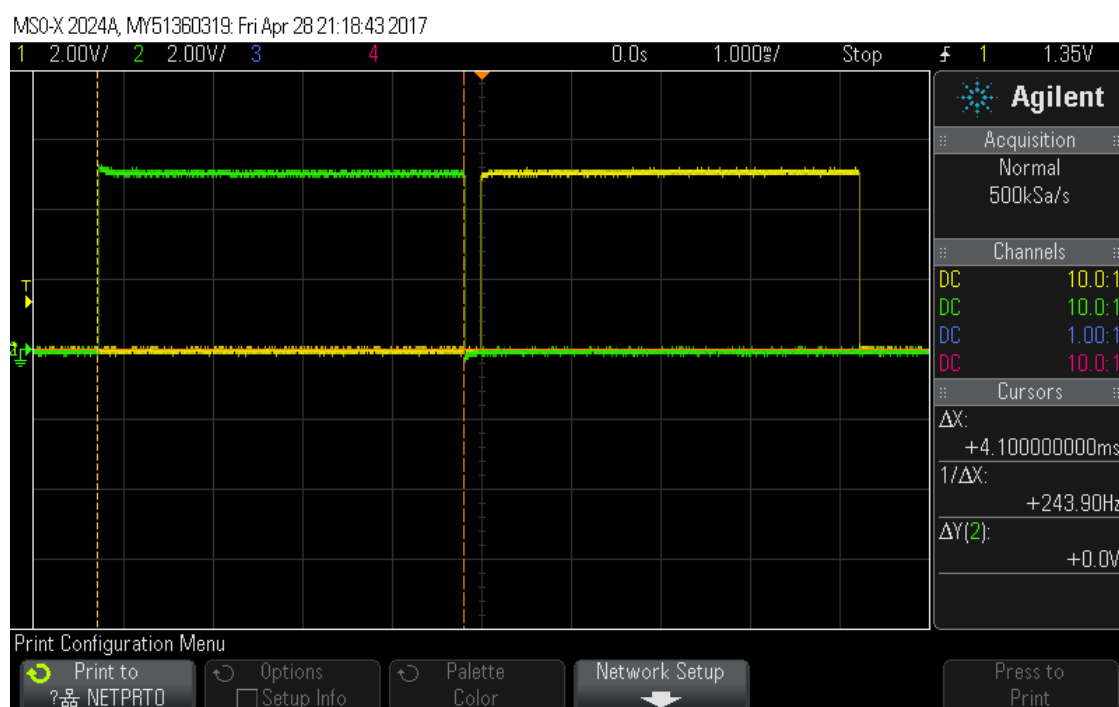
Obrázek 48: Oscilogram testování kondenzátoru C1.

Na Obrázku 48 lze vidět oscilogramy pro nabíjení a přebití kondenzátoru C1. Vypočítaný čas 4,6 s, tj. kdy přechodný děj dosáhne 99% ustáleného stavu, odpovídá naměřenému času při testování napájecího zdroje. Při nabití kondenzátoru C1 na 24 V bylo na kondenzátoru naměřeno o 0,6 V méně, tento úbytek je způsoben otevřením PN přechodu tranzistoru T7, to odpovídá předpokladu z návrhu napájecího zdroje pro výkonový můstek.

### 6.2 Testování generátorů bifázické výbojové sekvence

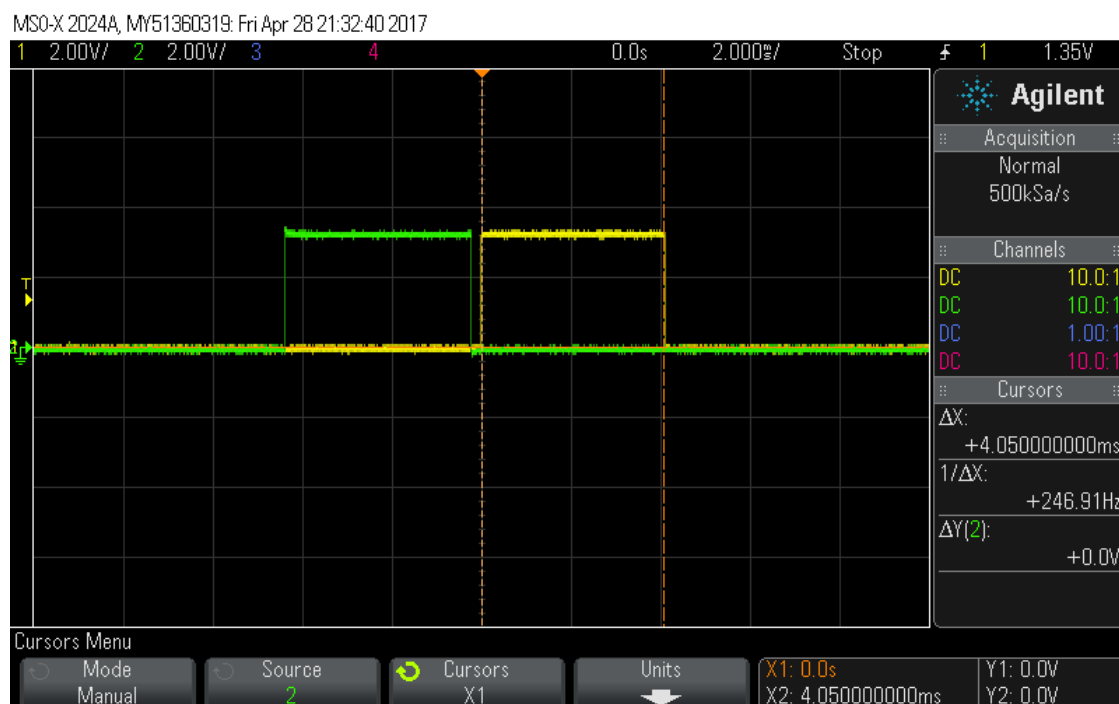
Měření časových úseků bifázické výbojové sekvence probíhalo na osciloskopu Agilent MSO-X2024A. Při testování generátorů bifázické výbojové sekvence lze pozorovat, že externí obvod pro generování bifázické sekvence dosahuje určitých odchylek ve srovnání s vypočítanými hodnotami délky pulsu a naměřenou délkou trvání pulsu. Interní generátor generuje přesné časové úseky pro stanovené fáze defibrilačního impulsu.

Obrázek 49 zobrazuje výstup měření externího generátoru bifázické výbojové sekvence. Naměřená doba trvání kladné části defibrilačního impulsu je 4,1 ms.



Obrázek 49: Výstup externího generátoru.

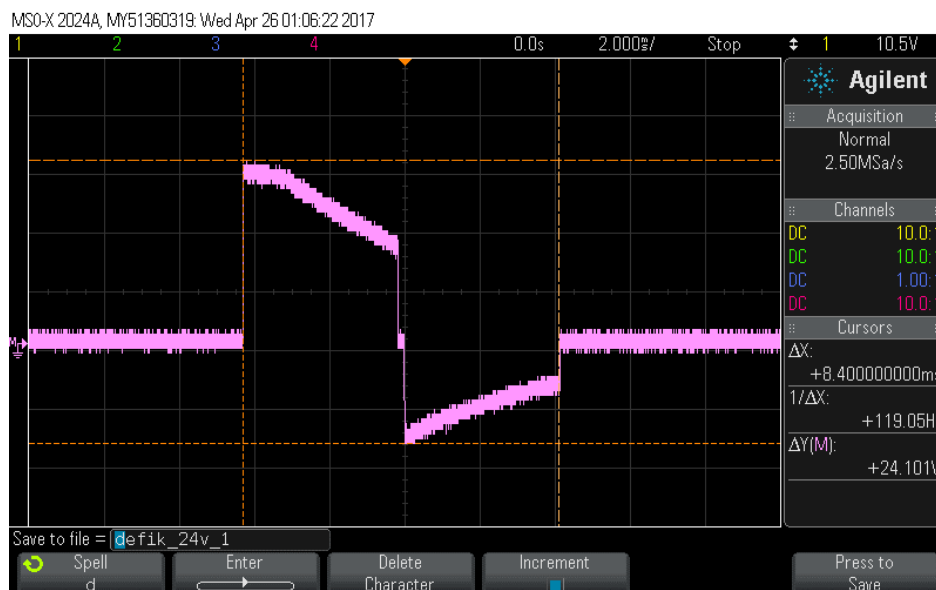
Obrázek 50 zobrazuje výstup testování interního generátoru bifázické výbojové sekvence. Naměřená doba trvání záporné fáze defibrilačního výboje je 4,05 ms.



Obrázek 50: Výstup interního generátoru.

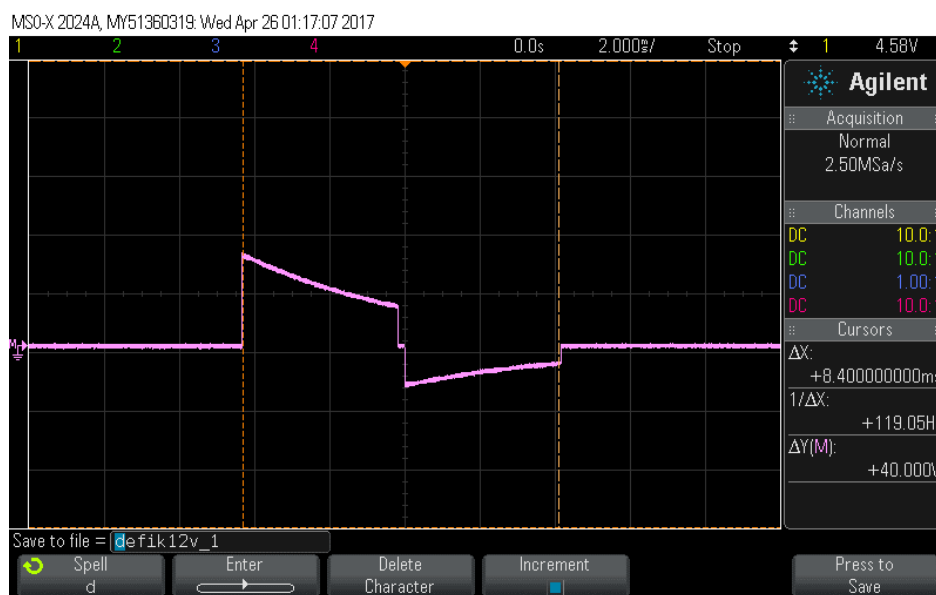
## 6.3 Testování defibrilátoru

Měření defibrilačních výbojů probíhalo na osciloskopu Agilent MSO-X2024A s využitím dvou měřících kanálů osciloskopu připojených na defibrilační zátěž. Defibrilační výboj se měřil na  $50\ \Omega$  zátěži, která simuluje odpor hrudníku pacienta. Na Obrázku 48, 49 a 50 jsou znázorněné tři měření defibrilačních impulsů pro tři různé hodnoty napětí, kterými je kondenzátoru C1 nabit. V naměřených výsledcích je pro generování bifázické výbojové sekvence použitý externí generátor bifázické výbojové sekvence. Doba trvání pozitivní a negativní fáze defibrilačního impulsu je 4 ms a prodleva mezi první a druhou fází je 200  $\mu$ s.

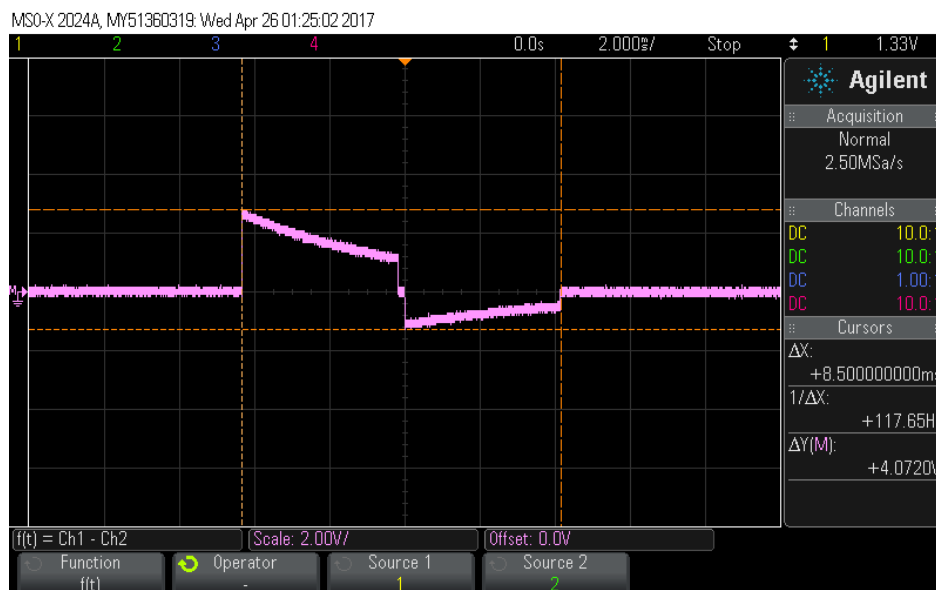


Obrázek 51: Bifázická defibrilační křivka s nabitým kondenzátorem na 24 V.

Naměřené defibrilační křivky mají celkovou dobu trvání 8,4 ms. Defibrilační impuls s nabitým kondenzátorem na 24 V (viz Obrázek 51) má na výstupu zátěže hodnotu napětí Pk – Pk 24 V, pro napětí 12 V (viz Obrázek 52) je hodnota napětí Pk – Pk 11,3 V a pro napětí 6 V (viz Obrázek 53) na kondenzátoru C1 je napětí Pk – Pk 4,1 V.



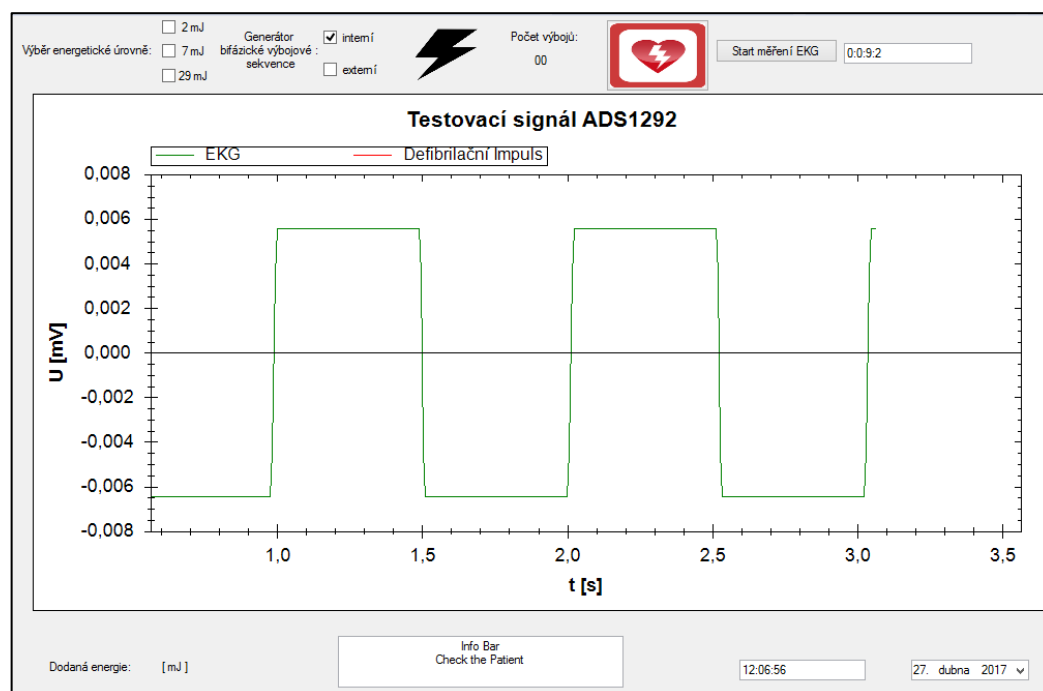
Obrázek 52: Bifázická defibrilační křivka s nabitým kondenzátorem na 12 V.



Obrázek 53: Bifázická defibrilační křivka s nabitým kondenzátorem na 6 V.

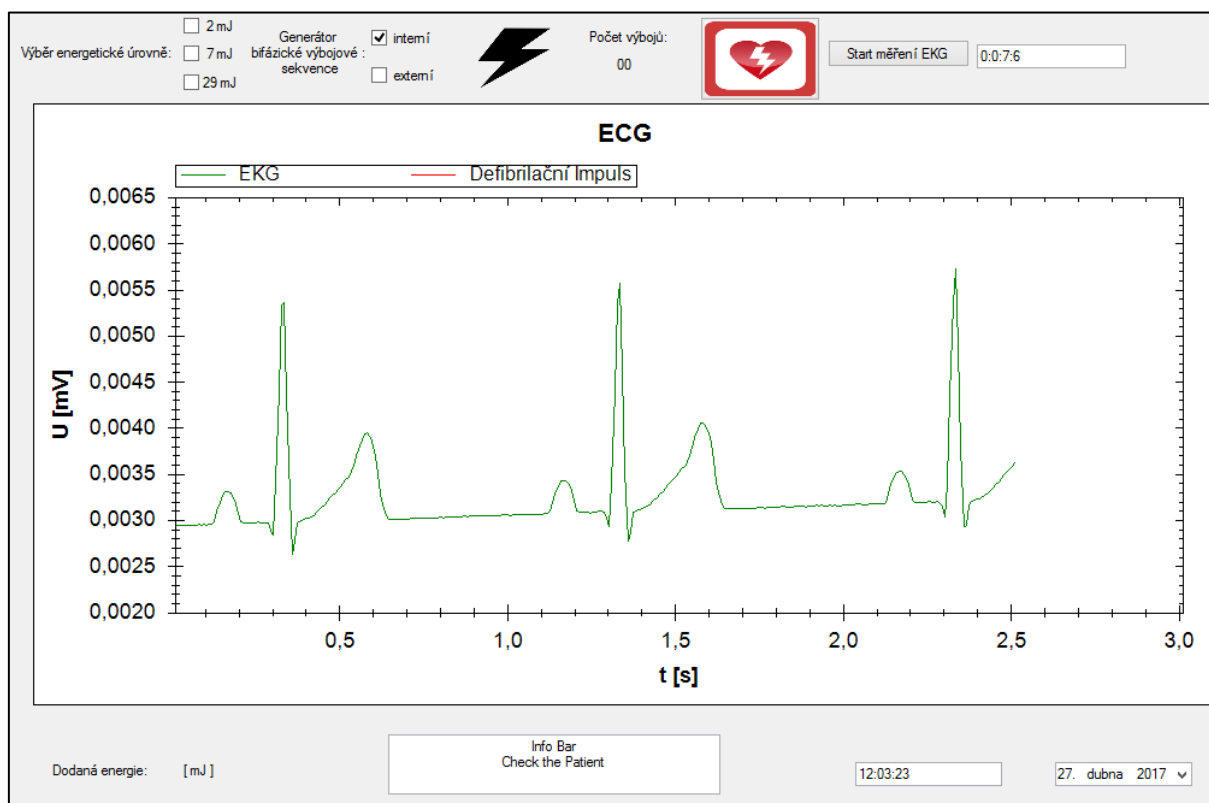
## 6.4 Testování obvodu ADS1292

IO ADS1292 k měření EKG byl nejprve otestován interním testovacím signálem, který lze pomocí multiplexoru připojit na vstup měřícího kanálu. Testovací signál má obdélníkový tvar s frekvencí 1 Hz (viz Obrázek 54). Interní testovací signál je vzorkován 125 SPS. Zesílení je nastaveno na 6.



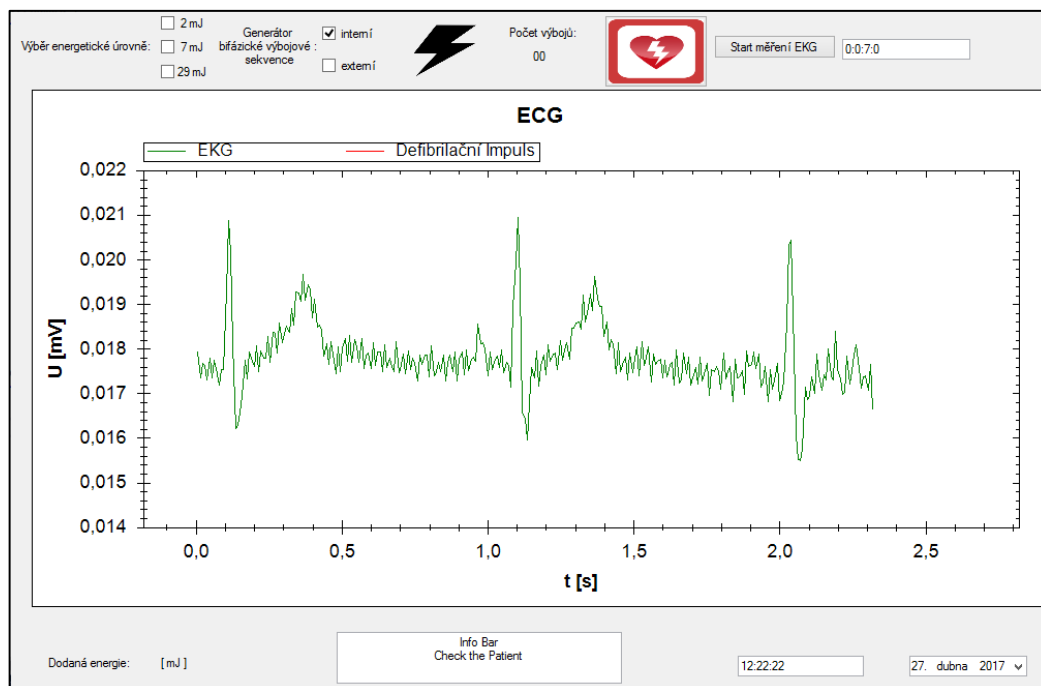
Obrázek 54: Zobrazení testovacího signálu ADS1292.

Po otestování IO ADS1292 interním testovacím signálem, byl IO otestovaný na přístroji FLUKE IMPULSE 7000DP External Pacer Analyzer and Tester. Tester byl nastaven na sinusový rytmus s frekvencí tepů 1 Hz a s amplitudou 500  $\mu\text{V}$ . Testovací signál je vzorkován 125 SPS. Zesílení je nastaveno na 6. Výsledek měření je zobrazen na Obrázku 55.



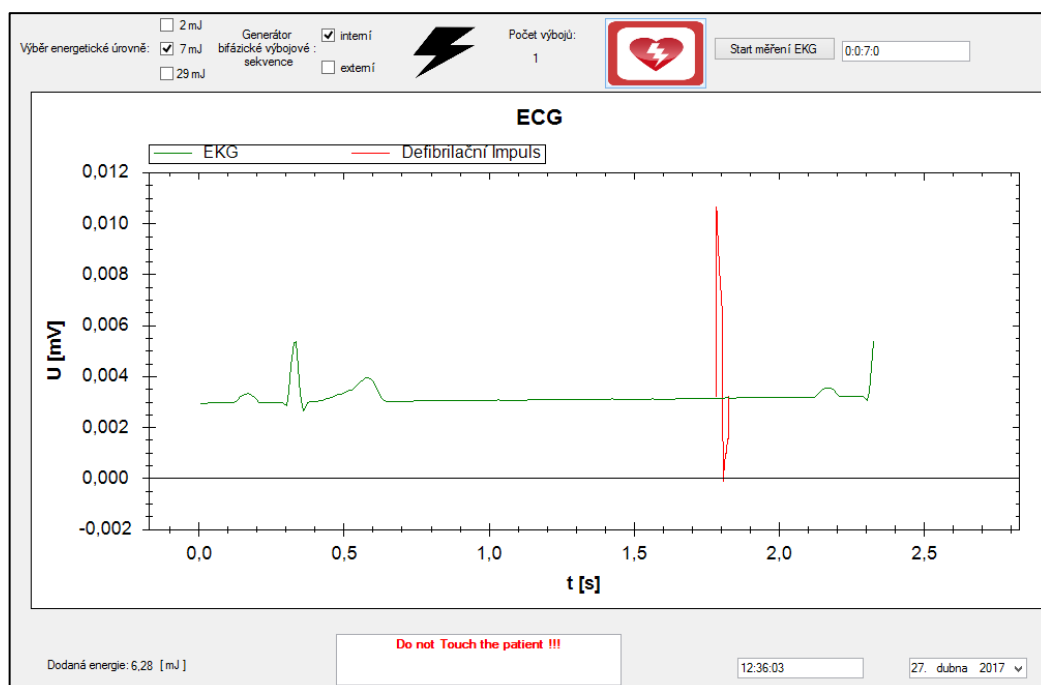
*Obrázek 55: Testovací signál sinusového rytmu.*

Poté bylo přistoupeno k reálnému měření EKG na dobrovolníkovi. Naměřené EKG je možné vidět na Obrázku 56. Oscilogram zobrazuje průběh EKG signálu, je zobrazen třisekundový úsek měření.



Obrázek 56: Měření na dobrovolníkovi.

V poslední bodě otestování funkčnosti defibrilátorů byl proveden test s měřením EKG s následnou defibrilací (viz Obrázek 57). Záznam defibrilačního impulsu je 1000 krát zmenšený. Zesílení EKG je nastaveno na 6.



Obrázek 57: Záznam EKG s defibrilačním impulsem.

## 6.5 Testování obvodu AD7993

Stisknutím tlačítka dojde k odstartování defibrilace. Vygeneruje se defibrilační impuls. V časovém intervalu 20 s dojde k načtení výsledku konverze AD převodníku z kanálu 1 a kanálu 2. Kanál 1 vzorkuje kladnou fázi defibrilačního impulsu. Kanál 2 vzorkuje zápornou část naměřeného signálu. Výsledek reálného naměřeného napětí pro každý kanál se převede podle vzorce 19. Výsledek se dosadí do výpočetního vztahu 20. Tento vztah pro výpočet defibrilační energie výboje se aplikuje dvakrát, jednou pro měření z kanálu 1 a také z měření na kanále 2. Výsledná hodnota udává energii v aktuálně měřených okamžicích, je nutné ji vynásobit délkou trvání intervalu mezi dvěma měřeními, abychom dostali výslednou defibrilační energii výboje. Vychází se vzorce 21. Na konci měření se energie z kanálu 1 a 2 sečtou.

$$U_{Vysledek} = \text{Výsledek převodu} \cdot \frac{2,5 \text{ V}}{1024} \quad (19)$$

$$A_1 = \frac{(\text{vysledek})^2}{50} \quad (20)$$

$$A = \int_0^{10 \text{ ms}} \frac{U^2}{R} dt \quad (21)$$

## 6.6 Zhodnocení dosažených výsledků

Při měření bylo zjištěno, že defibrilační programy nastavených energetických hladin korespondovaly s navrženými a naprogramovanými parametry. Defibrilátor obsahuje nastavení tří defibrilačních úrovní energie. V kapitole testování generátorů bifázické výbojové sekvence lze pozorovat, že externí obvod pro generování bifázické sekvence dosahuje určitých nerovností ve srovnání s vypočítanými hodnotami délky pulsu a naměřenou délkou trvání pulsu. Odchylka mezi naměřenou a vypočtenou dobou trvání se pohybuje v rozmezí 0,1 až 0,15 ms, oproti generátoru internímu, který generuje přesné časové úseky pro stanovené fáze defibrilačního impulsu.

Při vývoji a testování grafického uživatelského rozhraní na Raspberry Pi s operačním systémem Debian došlo ke zjištění, že komponenta Microsoft .NET Framework 4.5.1, která je potřebná pro běh aplikace, není platformou Mono podporována. Mono může běžet na počítačích s operačním systémem Linux a obsahuje nástroje kompatibilní s prostředím .NET, k těmto nástrojům patří i překladač jazyka C#. Mono je platforma, která je pro běh aplikací nezbytná. Knihovna Unosquare RaspberryIO, která zprostředkovává kontakt počítače s hardwarem, ovládá vstupně-výstupní zařízení, vyžaduje cílovou platformu .NET Framework 4.5.1 a vyšší. Operační systém Debian tuto podmínku nesplňuje, proto byl vybrán operační systém Arch Linux, který umožňuje .NET Framework 4 a vyšší, pro zprovoznění knihovny Unosquare RaspberryIO.

Grafické uživatelské prostředí umožňuje prostřednictvím knihovny ZedGraph vykreslit oscilogram měřeného EKG signálu. Graf zobrazuje třisekundový úsek záznamu EKG. Graf se aktualizuje každou sekundu a vždy zobrazuje data naměřená v posledních 3 s měření. Dále je



zobrazována naměřená hodnota vydatnosti defibrilačního impulsu, která je vypočtena z navzorkovaných hodnot AD7993. V rámci otestování IO ADS1292 bylo nastaveno vzorkování EKG signálu z jednoho svodu frekvencí 125 Hz. IO obvod umožňuje vzorkovat měřený signál frekvencí 8 kHz. Zesílení programovatelného zesilovače je nastaveno na zesílení 6. Nastavené parametry lze pomocí zápisu do registrů jednoduše měnit a docílit tak požadované nastavení pro měřený kanál.

Obvod k měření EKG je navržen pro jednosvodové měření EKG, měření neobsahuje třetí měřicí elektrodu tzv. right leg drive. Lidské tělo se v jistém slova smyslu chová jako anténa, lze na něm naměřit velké množství elektromagnetického rušení, zejména rušení o frekvenci 50 Hz z elektrorozvodné sítě. Potlačení tohoto rušení zmenšuje přídavná třetí elektroda, kdy pacienta napájíme invertovaným signálem, který odpovídá souhlasnému signálu na vstupu končetinových svodů, avšak má opačnou polaritu. Tento souhlasný signál se na vstupu rozdílového zesilovače odečte. Z naměřených výsledků EKG dobrovolníka lze pozorovat určité rušení na měřeném úseku EKG, způsobený elektrickým brumem. Za účelem snížení rušení byla změněna mezní frekvence filtru typu dolní propust, které má tento filtr potlačovat. Filtr dolní propust je zařazen před měřicí kanál ADS1292. Mezní horní frekvence je 241 Hz. Výpočetní vztah je uveden ve vzorci 21.

$$f_D = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 20000 \cdot 33 \cdot 10^{-9}} = 241 [Hz] \quad (22)$$

$$f_H = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 10 \cdot 10^6 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = 0,0159 [Hz] \quad (23)$$

Dále je na vstup kanálu 1 a 2 implementován filtr typu horní propust pro potlačení stejnosměrné složky. Dolní mezní kmitočet filtru horní propust je popsán výpočetním vztahem 22.

## 7. Závěr

Cílem diplomové práce bylo navrhnout a zkonstruovat defibrilační přístroj řízený mikropočítačem. Z důvodu elektrické bezpečnosti je v práci pracováno s elektrickým napětím 24 V. V případě reálných defibrilátorů se pracuje s napětím 2 kV, principy mého návrhu konstrukce by zůstaly zachovány. Znalosti a výsledky získané v průběhu diplomové práce lze extrapolovat do kilovoltové oblasti. V realizaci konstrukce by musely být použité vysokonapěťové tranzistory. Student nemá dle vyhlášky oprávnění pracovat s elektrickým napětím vyšším než je 50 V.

Na začátku práce jsem si rozšířil znalosti v oblasti využívání jednotlivých funkcí defibrilátorů, testování defibrilátorů a jejich využití při poskytování resuscitační péče. Při srovnání funkcí defibrilátorů jsem využil znalostí a poznatků v oblasti terapie vysokoenergetickým impulsem, které mi poskytla Fakultní nemocnice Ostrava. Po nastudování daných oblastí jsem přistoupil k návrhu a realizaci přístroje pro srdeční terapii.

Nejprve bylo navržené blokové schéma defibrilátoru jako celku. Následně se přistoupilo k návrhu jednotlivých subsystémů přístroje. Přístroj je napájen bateriově, tím je omezeno riziko poranění elektrickým proudem. Jako první byl proveden návrh napájecího zdroje pro výkonový můstek. Napájecí zdroj umožňuje řízeně nabíjet kondenzátor, který slouží jako zásobník energie pro defibrilační impuls na tři referenční napětí a to 24 V, 12 V a 6 V. Dále byl vyhotoven návrh pro generování výbojové sekvence. Impulzy by měly mít bifázický průběh, protože dosahují větší účinnosti terapie ve srovnání s klasickým LC záklmitem. Délka stimulačního impulsu byla zvolena na 8 ms. Tato délka byla zhodnocena jako optimální, protože při delším trvání stimulačního impulsu dochází k většímu zatížení srdečního svalstva (je doporučena výrobci komerčních defibrilátorů). Dalším navrženým blokem defibrilátoru je měřič defibrilační energie. Důležitým blokem je výkonová část, jejím úkolem je zesílit signál přivedený a to z mikropočítače Raspberry Pi nebo monostabilním obvodem CMOS4098, který se pomocí H-můstku bude spínat. Můstek je realizován pomocí bipolárních tranzistorů. Pomocí mikropočítače a AD převodníkem se u defibrilačního výboje měří napětí atenuátorem, které se AD převodníkem navzorkuje a vypočítá se defibrilační energie. Posledním bodem byl návrh měřicího obvodu pro měření EKG. Měřicí obvod je postaven na integrovaném obvodu určeném přímo k této aplikaci, integrovaný obvod ADS1292 obsahuje 24 bitový analogově digitální převodník s patřičným analogovým přizpůsobením a předzpracování biosignálu. ADS1292 disponuje nízkou spotřebou a malými rozměry a bývá součástí patientských monitorů, EKG a AED. Modul EKG vzorkuje EKG signál z jednoho svodu frekvencí 125 Hz.

Data všech částí měřicího systému jsou zpracovávána mikropočítačem Raspberry Pi, který shromažďuje data prostřednictvím sériové komunikace SPI a I<sup>2</sup>C. Obsluha je prostřednictvím grafického displeje a akustické navigace doprovázena celým procesem obsluhy zařízení.

Aplikace je napsaná v programovacím jazyce C#, grafické uživatelské prostředí bylo navrženo ve vývojovém studiu Microsoft Visual Studio. Bylo implementováno ovládání pomocí enkodéru s tlačítkem. Otáčením tlačítka uživatel přepíná mezi jednotlivými položkami (objekty) v grafickém uživatelském rozhraní a zmáčknutím vybranou položku potvrdí. Aplikace umožňuje zobrazit příchozí data v reálném čase. Prototyp může svým jednosvodovým měřením EKG sloužit pro základní analýzu EKG a k odhalení srdečních arytmií. Postup kompletní obsluhy defibrilátoru je doprovázen hlasovou navigací, která informuje obsluhu o jednotlivých krocích defibrilace.

Posledním bodem bylo zhotovení přístrojové skřínky k uložení všech komponentů defibrilačního přístroje. Tato krabice má rozměry – šířka 130 mm, délka 100 mm a výška 90 mm. Ovládací prvek defibrilátorů je společně s displejem umístěn na horní části krabice.

## Literatura

- [1] CHATTERJEE, Shakti. a Aubert. MILLER. *Biomedical instrumentation systems*. Clifton Park, NY: Delmar Cengage Learning, 2010. ISBN 141801866X.
- [2] MOLLOY, Derek. *Exploring raspberry PI: Interfacing to the Real World with Embedded Linux*. Indianapolis: John Wiley and Sons, 2016. ISBN 978-1119188681.
- [3] PRUTCHI, David. a Michael. NORRIS. *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices*. Hoboken, N.J.: Wiley-Interscience, c2005. ISBN 0471676233.
- [4] PENHAKER, Marek. *Lékařské terapeutické přístroje*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 9788024815589.
- [5] KESL, Jan. *Elektronika*. 2. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2006. ISBN 9788073002060.
- [6] KORPAS, David. *Kardiostimulační technika*. Praha: Mladá fronta, 2011. Aeskulap. ISBN 9788020424921.
- [7] *Automatizované externí defibrilátory* [online]. [cit. 2017-01-16]. Dostupné z: <http://www.defibrilator-aed.cz/>
- [8] *Tabulka označení AED* [online]. [cit. 2017-01-16]. Dostupné z: <http://www.medicinskatechnika.cz/>
- [9] *ZOLL AED PLUS: Návod k obsluze* [PDF]. OMS - ZOLL s.r.o., Sedliště ve Slezsku 384, 739 36 okres Frýdek Místek, 2007 [cit. 2017-01-16].
- [10] JEDLIČKA, Petr. *Přehled obvodů CMOS 4000*. 4. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005. ISBN 8073001675.
- [11] HÁJEK, Jan. *3x časovač 555: praktická zapojení se třemi časovači*. Praha: BEN - technická literatura, 1999. 555. ISBN 8086056368.
- [12] UPTON, Eben a Gareth HALFACREE. *Raspberry Pi: uživatelská příručka*. 2., aktualizované vydání. Přeložil Jakub GONER. Brno: Computer Press, 2016. ISBN 9788025148198.

- [13] KLINKOVSKÝ, Tomáš. *Návrh a konstrukce zdravotnické přístrojové techniky*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 9788024831091.
- [14] *Texas Instruments, Incorporated: Analog Front-End for Biopotential Measurements ADS1292* [online, PDF, Data Sheet]. In: . 2015 [cit. 2017-03-14]. Dostupné z: <http://www.ti.com/>
- [15] PETŘÍK, Jaromír. *Realizace generátoru defibrilačního impulsu s řízenou dodanou energií*. Ostrava, 2015. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská -TU. Vedoucí práce Marek Penhaker.
- [16] *User's Manual: Saver one Defibrillator* [online]. 2009 [cit. 2017-03-20].
- [17] *MEDTRONIC LIFEPAK 12 defibrilátor/monitor: Návod k obsluze* [PDF]. 2015 [cit. 2017-03-20].
- [18] ROKYTA, Richard. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV, 2000. Lékařství. ISBN 8085866455.
- [19] *Agilent M4735A Heartstream XL defibrilátor/monitor: Uživatelská příručka* [PDF]. USA, 2000 [cit. 2017-03-21].
- [20] *ZOLL defibrilátor řady 1400: Návod k obsluze* [PDF]. Frýdek-Místek [cit. 2017-03-21].
- [21] *ZOLL defibrilátor Msérie: Návod k obsluze* [PDF]. Frýdek-Místek, 2005 [cit. 2017-03-21].
- [22] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Praha: Grada, 2013. ISBN 9788024742465.
- [23] *LIFEPAK 20 Defibrilátor/monitor: Návod k obsluze* [PDF]. Medtronic, 2015 [cit. 2017-03-25].
- [24] *ZOLL Defibrillator: Uživatelská příručka R Series®* [PDF]. 2016 [cit. 2017-03-25].
- [25] *LIFEPAK 1000 DEFIBRILÁTOR: POKYNY K OBSLUZE* [online]. [cit. 2017-04-02]. Dostupné z: <http://www.physio-control.com>

- [26] *MEDTRONIC LIFEPAK 12 defibrilátor/monitor: Návod k obsluze* [PDF]. 2015 [cit. 2017-03-20].

## Přílohy

Příloha A: Seznam materiálů.....	88
Příloha B: Deska plošného spoje – horní strana, měřítko: 1:1. ....	89
Příloha C: Deska plošného spoje – spodní strana, měřítko: 1:1.....	90
Příloha D: Osazovací výkres DPS, měřítko: 1:1.....	91

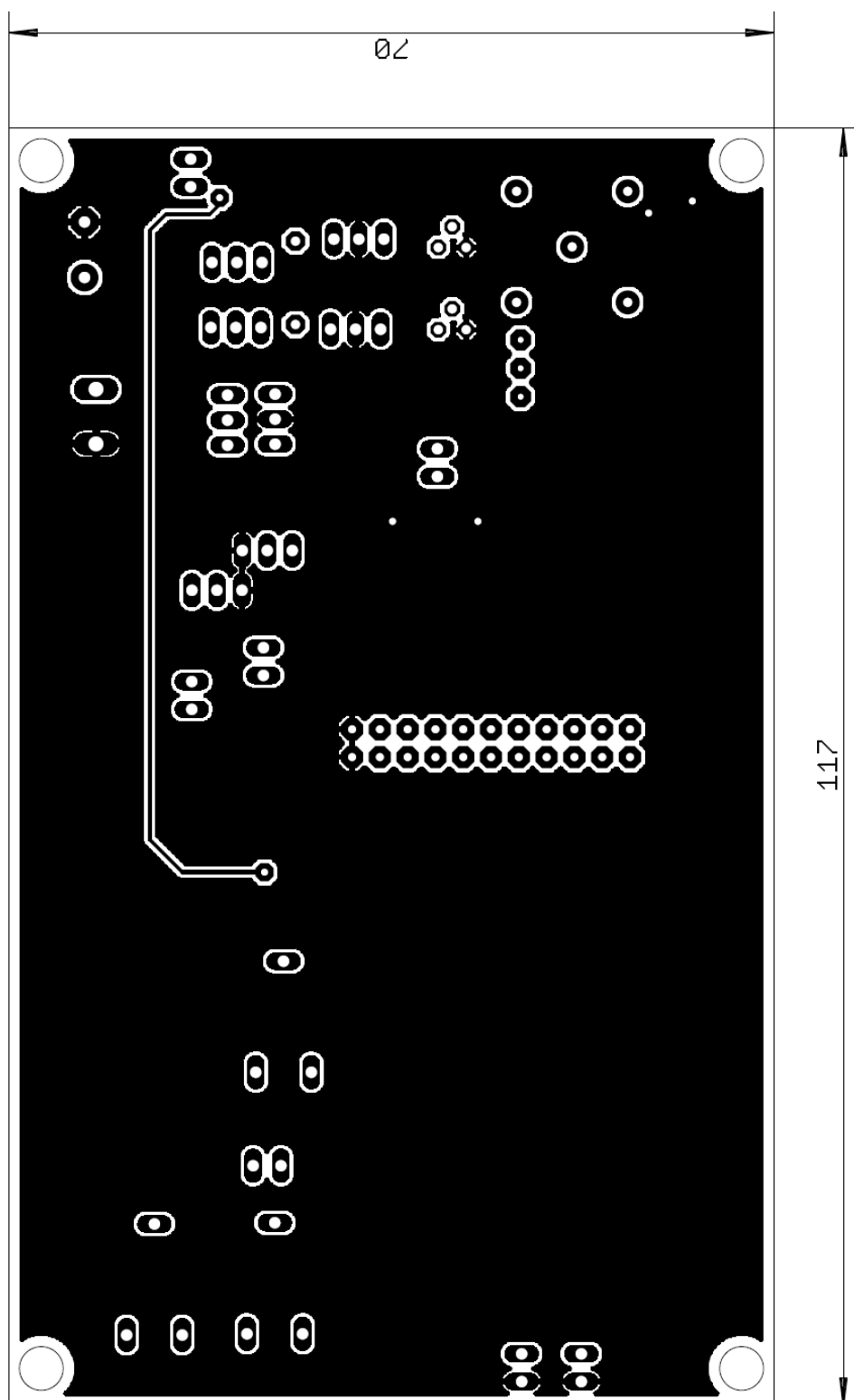
*Příloha A: Seznam materiálů.*

Množství	Popis	Hodnota	Pouzdro
1 ks	Analog to Digital Converters – ADC	AD7993BRUZ-1	TSSOP – 16
2 ks	Baterie alkalická	12V, 53mAh	A23
2 ks	Bipolární NPN tranzistor	BC547	TO92
5 ks	Bipolární tranzistor NPN	BD135	TO126
3 ks	Bipolární tranzistor PNP	BD136	TO126
1 ks	Elektrolytický kondenzátor	100 $\mu$ F/100V	RM5 BULK
2 ks	Keramický kondenzátor 10%	10 $\mu$ F/25V	C1206
10 ks	Keramický kondenzátor 10%	1 $\mu$ F/50V	C1206
2 ks	Keramický kondenzátor 10%	4,7nF/50V	C1206
1 ks	Koaxiální konektor	BNC-Z 50R	–
7 ks	Kondenzátor keramický 10%	100nF/100V	C1206
1 ks	Kondenzátor keramický 5%	470pF	C1206
2 ks	Monostabilní Multivibrátor	CD4098BM	SOIC-16
1 ks	Napěťová reference	REF3125AIDBZT, 2,5V	SOT23 – 3
20 ks	Oboustranný kolík	pinhead	2,54mm
1 ks	Raspberry Pi	RASPBERRY PI 3, model B, 1GB RAM	–
1 ks	Rezistor 0,1%	51 $\Omega$	0207
7 ks	Rezistor 1% SMD	10k $\Omega$	R1206
8 ks	Rezistor 1% SMD	1M $\Omega$	R1206
4 ks	Rezistor 1% SMD	3,3k $\Omega$	R1206
3 ks	Rezistor 1% SMD	1k $\Omega$	R1206
4 ks	Rezistor 1% SMD	100k $\Omega$	R1206
2 ks	Rezistor 1% SMD	10M $\Omega$	R1206
3 ks	Rezistorový lineární trimr	10k $\Omega$	–
2 ks	Schottkyho dioda	BAS85	SOD80C
1 ks	Svorkovnice šroubovací do DPS	ARK500/2EX	–
1 ks	Texas Instruments, Analog Front End – ECG, AFE 2 – Channel, 24B ADC	ADS1292RIPBS	TQFP – 32
2 ks	EKG kabel	–	–





*Příloha C: Deska plošného spoje – spodní strana, měřítko: 1:1.*





## Obsah CD

- Složka C# (zdrojový kód programu)
  - Eagle (soubor se schématem zapojení a návrhem DPS ve formátu EAGLE)
  - Fotodokumentace
  - Nahrávky hlasové navigace
  - Přístrojová skříňka (Technická dokumentace, výkresy)
-